

# Desarrollo de un modelo numérico para el estudio de la unidad vertebral funcional humana C4-C5 ante latigazo cervical



Autor

Óscar Pacheco Román

Tutora

M<sup>a</sup> Belén Muñoz Abella

Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

Trabajo Fin de Grado

Universidad Carlos III de Madrid

Escuela Politécnica Superior

Leganés, junio 2016





## AGRADECIMIENTOS

Este Trabajo Fin de Grado es mi último gran paso en el Grado de Ingeniería en Tecnologías Industriales y la culminación de un intenso y gratificante periodo de aprendizaje de los principios que rigen los sistemas que hacen la vida de los humanos más sencilla y, por ende, más feliz.

Me gustaría dedicar este Trabajo Fin de Grado a mis padres por sus esfuerzos económicos y por su apoyo para lograr que su hijo pudiese estudiar lo que él deseaba y no dedicar su vida a un futuro establecido por las condiciones circundantes.

A mis compañeros de promoción con los que he compartido momentos duros y alegres a lo largo de estos cuatro años de pura vida.

Agradecer a los profesores que han sabido transmitir sus vastos conocimientos de forma eficiente a sus alumnos.

A Belén, por su buen hacer como profesora en las asignaturas de Mecánica de máquinas y de Técnicas avanzadas en diseño de máquinas y por su apoyo y consejo en la tutorización de este proyecto.

GRACIAS

*“Tanto si piensas que puedes, como si piensas que no puedes, estás en lo cierto.”*

- Henry Ford.







## RESUMEN

En este documento se recogen los resultados obtenidos tras el proceso de estudio, mediante un modelo numérico, de las reacciones producidas en la unidad estructural vertebral humana C4-C5 en movimientos de latigazo cervical para tres perfiles de persona diferentes; persona joven, persona mayor y persona mayor con osteoporosis.

Se ha estudiado el comportamiento de los elementos que conforman esta unidad estructural (vértebras cervicales C4 y C5 y su disco intervertebral) variando sus propiedades mecánicas según el perfil de persona ensayado.

Los tres perfiles ensayados se sometieron a cuatro aceleraciones de diferente magnitud y naturaleza. El trasfondo del trabajo son los accidentes de tráfico por alcance trasero y colisión frontal y las consecuencias que tienen estos sobre la columna cervical humana.

La simulación por el Método de los Elementos Finitos (MEF) se realizó utilizando el software comercial Abaqus CAE®.

**Palabras clave:** Vértebras, C4, C5, columna cervical, cervicales, disco intervertebral, latigazo cervical, hiperflexión, hiperextensión, degeneración de disco, osteoporosis, alcance trasero, colisión frontal, propiedades mecánicas, biomecánica, Abaqus CAE®.





## ABSTRACT

This paper presents the results obtained after the process of studying, using a numerical model, the reactions in the human vertebral structure C4-C5 in movements of whiplash. Three types of profiles have been studied; young person, old person with disc degeneration and old person with disc degeneration and osteoporosis.

The behaviour of the elements of this structural unit (C4 and C5 cervical vertebrae and its intervertebral disc) has been studied varying its mechanical properties to adapt the simulation to the profile of person tested.

The three profiles tested were submitted to four different nature and magnitude of acceleration. The background of this study are the rear and frontal collisions in traffic accidents and their consequences in the human cervical spine.

Finite Element Simulation (FEM) was carried out using the commercial software Abaqus CAE®.

**Key words:** Vertebrae, C4, C5, cervical spine, cervical, intervertebral disc, whiplash, hyperflexion, hyperextension, disc degeneration, osteoporosis, rear collision, frontal collision, mechanical properties, biomechanics, Abaqus CAE®.





## Índice

|  |    |
|--|----|
| 1. Introducción .....                                    | 1  |
| 1.1 Motivación.....                                      | 1  |
| 1.2 Objetivos.....                                       | 1  |
| 1.3 Estructura del documento.....                        | 2  |
| 2. Aspectos biomecánicos del latigazo cervical.....      | 3  |
| 2.1 La espalda .....                                     | 3  |
| 2.1.1 Funciones .....                                    | 3  |
| 2.1.2 Musculatura de la espalda .....                    | 3  |
| 2.2 La columna vertebral.....                            | 5  |
| 2.2.1 Funciones .....                                    | 5  |
| 2.2.2 Regiones.....                                      | 6  |
| 2.3 Las vértebras .....                                  | 8  |
| 2.3.1 Estructura general de las vértebras .....          | 8  |
| 2.3.2 Las vértebras cervicales .....                     | 9  |
| 2.4 Discos intervertebrales.....                         | 11 |
| 2.4.1 Secciones.....                                     | 11 |
| 2.4.2 Solicitaciones mecánicas.....                      | 12 |
| 2.5 Ligamentos .....                                     | 13 |
| 2.5.1 Ligamento alar .....                               | 14 |
| 2.5.2 Ligamento atlantoaxial anterior.....               | 14 |
| 2.5.3 Ligamento atlantoaxial posterior.....              | 14 |
| 2.5.4 Ligamento nuchal.....                              | 14 |
| 2.5.5 Ligamento longitudinal posterior.....              | 14 |
| 2.5.6 Ligamento longitudinal anterior .....              | 15 |
| 2.5.7 Ligamento amarillo .....                           | 16 |
| 2.5.8 Ligamento supraespinoso .....                      | 16 |
| 2.5.9 Ligamento interespinoso .....                      | 16 |
| 2.5.10 Ligamento intertransverso.....                    | 16 |
| 2.6 Biomecánica en accidentes de tráfico.....            | 17 |
| 2.6.1 Principios de biomecánica .....                    | 17 |
| 2.6.2 Historia de biomecánica.....                       | 19 |
| 2.6.3 Mecanismos lesivos. Enfermedades traumáticas ..... | 21 |



|   |    |
|---|----|
| 2.6.4 Factores que determinan la lesividad .....                          | 21 |
| 2.6.5 Mecanismos lesivos según área anatómica .....                       | 22 |
| 2.6.6 Mecanismos lesivos según tipo de accidente .....                    | 24 |
| 2.6.7 Conclusión .....  | 28 |
| 2.7 El Latigazo cervical .....  | 29 |
| 2.7.1 Dinámica del latigazo cervical .....                                | 29 |
| 2.7.2 El reposacabezas .....  | 30 |
| 2.7.3 Factores que afectan en las lesiones ante un latigazo cervical..... | 33 |
| 2.7.4 Formas de prevenir el latigazo cervical.....                        | 33 |
| 2.8 Esguince cervical.....  | 34 |
| 2.8.1 Tipos de latigazo cervical.....                                     | 34 |
| 2.8.2 Síntomas del esguince cervical.....                                 | 35 |
| 2.8.3 Tratamiento del esguince cervical .....                             | 35 |
| 2.8.4 Secuelas del esguince cervical.....                                 | 36 |
| 2.9 Hernia discal .....   | 36 |
| 2.9.1 Causas.....   | 37 |
| 2.9.2 Síntomas.....   | 37 |
| 2.9.3 Tratamiento.....  | 37 |
| 2.10 Osteoporosis.....  | 38 |
| 2.10.1 Causas.....  | 39 |
| 2.10.2 Síntomas.....  | 39 |
| 2.10.3 Consecuencias.....   | 39 |
| 2.10.4 Tratamiento.....   | 40 |
| 3. Métodos de los Elementos finitos (MEF) .....                           | 41 |
| 3.1 Introducción al MEF.....  | 41 |
| 3.1.1 Conceptos generales de MEF .....                                    | 42 |
| 3.1.2 MEF en la práctica .....  | 43 |
| 3.1.3 Software actual .....   | 44 |
| 3.2 Abaqus .....  | 45 |
| 3.2.1 Productos .....   | 45 |
| 3.2.2 Uso de Abaqus y módulos que lo componen.....                        | 45 |
| 4. Desarrollo del modelo .....  | 49 |
| 4.1 Modelo geométrico .....   | 49 |
| 4.2 Modelo numérico.....  | 51 |



|  |     |
|--|-----|
| 4.2.1 Propiedades .....  | 51  |
| 4.2.2 Validación del modelo.....   | 55  |
| 5. Resultados y discusión.....   | 59  |
| 5.1 Situaciones ensayadas en este proyecto.....  | 59  |
| 5.2 Resultados del modelo con propiedades de una persona joven y sana. ....  | 59  |
| 5.2.1 Conclusiones parciales obtenidas de los ensayos de una persona joven y sana.....                                   | 64  |
| 5.3 Resultados del modelo con propiedades de una persona mayor con degeneración de disco.....                            | 65  |
| 5.3.1 Conclusiones parciales obtenidas de los ensayos de una persona mayor con degeneración de disco. ....               | 65  |
| 5.4 Resultados del modelo con propiedades de una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis. ....            | 70  |
| 5.4.1 Conclusiones parciales obtenidas de los ensayos de una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis..... | 75  |
| 5.5 Conclusiones globales de todos los escenarios analizados .....   | 75  |
| 6. Conclusiones generales y desarrollos futuros .....  | 79  |
| 6.1 Conclusiones generales .....   | 79  |
| 6.2 Desarrollos futuros .....  | 79  |
| 7. Planificación y presupuesto.....  | 81  |
| 7.1 Planificación.....   | 81  |
| 7.2 Presupuesto.....   | 84  |
| 7.2.1 Coste de Recursos Humanos.....   | 84  |
| 7.2.2 Amortización equipos y programas informáticos .....  | 84  |
| 7.2.3 Gastos de papelería .....  | 84  |
| 8. Bibliografía.....   | 85  |
| 9. ANEXOS.....   | 91  |
| ANEXO A.....   | 91  |
| ANEXO B.....   | 103 |
| ANEXO C .....  | 115 |

X







## Lista de figuras

|  |    |
|--|----|
| Figura 1 Primer plano musculatura de la espalda [39].....  | 3  |
| Figura 2 Segundo plano musculatura de la espalda. Romboides [39] .....   | 4  |
| Figura 3 Segundo plano musculatura de la espalda. Angular del omóplato [39] .....  | 4  |
| Figura 4 Tercer plano musculatura de la espalda [39] .....   | 5  |
| Figura 5 Localización de la médula espinal [52] .....  | 5  |
| Figura 6 Mapa de la columna vertebral [45] .....   | 6  |
| Figura 7 Movimientos de rotación de la unidad vertebral atlas-axis [51] .....  | 7  |
| Figura 8 Estructura interna de una vértebra lumbar [52] .....  | 8  |
| Figura 9 Vista lateral vértebra cervical [52] .....  | 9  |
| Figura 10 Vista superior vértebra cervical [52] .....  | 9  |
| Figura 11 Vértebra Atlas [55] .....  | 10 |
| Figura 12 Vértebra Axis [55] .....   | 10 |
| Figura 13 Partes que componen el disco intervertebral [46].....  | 11 |
| Figura 14 Comportamiento del disco intervertebral: Elongación axial, compresión y flexión. [40].....   | 12 |
| Figura 15 Corte longitudinal de una parte de la columna lumbar. [47].....  | 13 |
| Figura 16 Ligamentos alar, transverso y cruciforme. [1] .....  | 14 |
| Figura 17 Ligamento nual. [1] .....  | 14 |
| Figura 18 Disposición del ligamento longitudinal posterior a lo largo de las vértebras. [47].....  | 15 |
| Figura 19 Vista global del ligamento longitudinal posterior. [47] .....  | 15 |
| Figura 20 Disposición del ligamento longitudinal anterior a lo largo de las vértebras. [47] .....  | 15 |
| Figura 21 Vista global del ligamento longitudinal anterior. [47].....  | 15 |
| Figura 22 Vista de la disposición en torno a las vértebras de varios ligamentos. [12] .....  | 16 |
| Figura 23 Ligamento intertransverso. [24].....   | 16 |
| Figura 24 Primeras utilizaciones de dummies para estudiar consecuencias derivadas de accidentes de tráfico en humanos. [54] .....                              | 20 |
| Figura 25 Tipos de impacto (y su frecuencia %) más comunes en accidentes de tráfico. [19] .....  | 24 |
| Figura 26 Movimiento del cuerpo ante un choque frontal sin cinturón de seguridad. [2].....   | 25 |
| Figura 27 Vehículo después de un choque frontal contra un poste de iluminación. [2] .....  | 25 |
| Figura 28 Vehículo después de sufrir un impacto lateral. [2] .....   | 26 |
| Figura 29 Movimientos de hiperextensión y rebote tras sufrir un alcance trasero. [2] .....   | 27 |
| Figura 30 Dinámica de un alcance trasero. [2].....   | 30 |
| Figura 31 Movimientos de un reposacabezas activo. [37] .....   | 31 |
| Figura 32 Posición de las cervicales en el momento del impacto con reposacabezas fijo. [59].....   | 31 |
| Figura 33 Posición de las cervicales en el momento del impacto con reposacabezas activo. [59] .....  | 31 |
| Figura 34 Posición adecuada del reposacabezas. [38] .....  | 31 |
| Figura 35 Uso adecuado. Espacio detrás de la cabeza muy pequeño y parte superior del reposacabezas claramente por encima de la altura de las orejas. [13]..... | 32 |
| Figura 36 Uso regular. Espacio tras la cabeza entre 10 y 15 centímetros. [13] .....  | 32 |
| Figura 37 Mal uso. La parte superior del reposacabezas se encuentra a la altura de las orejas. [13].....   | 32 |
| Figura 38 Mal uso. Altura del reposacabezas claramente por debajo de la altura de las orejas. [13] .....   | 32 |
| Figura 39 Mal uso. Distancia detrás de la cabeza claramente superior a 15 centímetros. [13] .....  | 32 |
| Figura 40 Mal uso. La altura y la distancia de la cabeza al reposacabezas son inadecuadas. [13] .....  | 32 |
| Figura 41 Proceso de rizolisis. [61] .....   | 36 |
| Figura 42 Etapas de una hernia de disco. [36] .....  | 37 |



|   |    |
|---|----|
| Figura 43 Comparación de la estructura de huesos sanos y de huesos con osteoporosis. [10] .....                                     | 38 |
| Figura 44 Comparación entre una vértebra sana, una con osteoporosis y una que ha sufrido un aplastamiento osteoporosico. [25] ..... | 40 |
| Figura 45 Ejemplo de sección sin mallar .....   | 41 |
| Figura 46 Sección mallada con 72 elementos y 72 nodos. ....   | 41 |
| Figura 47 Viga con empotramiento lateral sometida a una carga puntual en su extremo. [6] .....                                      | 42 |
| Figura 48 Nodos y elementos. [6].....   | 42 |
| Figura 49 Esquema de contorno, dominio y condiciones de contorno. [6] .....   | 43 |
| Figura 50 Interfaz gráfica de Abaqus CAE®.....  | 48 |
| Figura 51 Renderizado del modelo utilizado.....   | 49 |
| Figura 52 Vistas de planta, alzado y perfil de la vértebra C4 utilizada en el modelo numérico. ....                                 | 50 |
| Figura 53 Disco intervertebral y sus secciones utilizado en el modelo numérico.....   | 50 |
| Figura 54 Situación del ligamento longitudinal posterior utilizado en el modelo numérico. ....                                      | 51 |
| Figura 55 Unidad estructural vertebral C4-C5 utilizada en el modelo numérico.....   | 53 |
| Figura 56 Área inferior de la vértebra C5. ....   | 53 |
| Figura 57 Vértebra C4 y su mallado antes de combinar las superficies. ....  | 55 |
| Figura 58 Vértebra C4 y su mallado después de combinar las superficies. ....  | 55 |
| Figura 59 Columna vertebral al completo exportada a Abaqus. ....  | 80 |
| Figura 60 Posición típica al dormir en el asiento trasero de un coche durante un trayecto largo. [48] ....                          | 80 |

## Lista de gráficas

|   |    |
|---|----|
| Gráfica 1 Comparación de los resultados obtenidos y los valores de referencia. .... | 58 |
| Gráfica 2 Diagrama de Gantt del proyecto.....                                       | 83 |



## Lista de tablas

|   |    |
|---|----|
| Tabla 1 Región de actuación y función de los ligamentos de la espalda. Adaptación de [56] -----   | 13 |
| Tabla 2 Propiedades mecánicas escogidas para validar el modelo numérico -----   | 52 |
| Tabla 3 Resumen de los elementos de malla utilizados. -----   | 54 |
| Tabla 4 Solicitaciones mecánicas para la validación del modelo. -----   | 56 |
| Tabla 5 Aplicación del momento -----  | 57 |
| Tabla 6 Tipos de impacto ensayados. -----   | 59 |
| Tabla 7 Tensiones máximas sufridas por una persona joven y sana tras un alcance trasero a 28 Km/h. -  | 60 |
| Tabla 8 Tensiones máximas sufridas por una persona joven y sana tras un alcance trasero a 50 Km/h. -  | 61 |
| Tabla 9 Tensiones máximas sufridas por una persona joven y sana tras una colisión frontal a 56,5 Km/h. -----                                    | 62 |
| Tabla 10 Tensiones máximas sufridas por una persona joven y sana tras una colisión frontal a 105 Km/h. -----                                    | 63 |
| Tabla 11 Propiedades mecánicas de una persona mayor con degeneración de disco. -----  | 65 |
| Tabla 12 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco tras un alcance trasero a 28 Km/h. -----                    | 66 |
| Tabla 13 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco tras un alcance trasero a 50 Km/h. -----                    | 67 |
| Tabla 14 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco tras una colisión frontal a 56,5 Km/h. -----                | 68 |
| Tabla 15 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco tras una colisión frontal a 105 Km/h. -----                 | 69 |
| Tabla 16 Propiedades mecánicas propias de una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis. -----                                     | 70 |
| Tabla 17 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis tras un alcance trasero a 28 Km/h. -----     | 71 |
| Tabla 18 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis tras un alcance trasero a 50 Km/h. -----     | 72 |
| Tabla 19 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis tras una colisión frontal a 56,5 Km/h. ----- | 73 |
| Tabla 20 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis tras una colisión frontal a 105 Km/h. -----  | 74 |
| Tabla 21 Resumen de los fallos en las distintas secciones para los escenarios estudiados. -----   | 77 |
| Tabla 22 Costes correspondientes a recursos humanos. -----  | 84 |
| Tabla 23 Coste correspondiente a recursos informáticos. -----   | 84 |
| Tabla 24 Resumen del presupuesto total de la elaboración del proyecto. -----  | 84 |



## 1. Introducción

### 1.1 Motivación

La bioingeniería es una disciplina que aplica conceptos ingenieriles con el objetivo de comprender problemas biológicos. La bioingeniería es una modalidad de ingeniería relativamente reciente que se ha visto aupada en las últimas décadas debido al desarrollo de nuevas tecnologías que hacen su estudio más sencillo. Aún tiene mucho camino que recorrer ya que hay multitud de estudios por realizar para conocer más en profundidad cómo funciona el cuerpo humano y animal.

Mediante el estudio de las reacciones que se producen en los huesos o en los músculos frente a situaciones determinadas, puede predecirse el deterioro, daño o fractura de estos y diseñar mecanismos que eviten o, que al menos, disminuyan los efectos adversos.

La columna vertebral es una de las estructuras más importantes en el organismo de los animales vertebrados ya que interviene como elemento de sostén estático y dinámico, protege la médula espinal recubriéndola, y ayuda a mantener el centro de gravedad estable.

Los ingenieros juegan un papel fundamental en este ámbito ya que se necesita de sus conocimientos para desarrollar modelos numéricos que permitan simular de la mejor manera posible el comportamiento real. Al fin y al cabo, los huesos, tejidos, ligamentos etc. no dejan de ser estructuras compuestas de materiales como con los que se trabajan en cualquier otra modalidad de ingeniería.

El desarrollo de software que permite realizar simulaciones con un alto grado de fiabilidad se ha vuelto imprescindible. Estos programas simplifican mucho los estudios en estructuras y organismos que, de no poder ser simulados, tendrían que ser ensayados con elementos reales.

### 1.2 Objetivos

El objetivo de este proyecto es el de elaborar un modelo numérico que permita, mediante el Método de los Elementos Finitos (MEF), realizar un estudio tensional de la unidad vertebral humana compuesta por las vértebras cervicales C4, C5 y por el disco situado entre ellas ante situaciones que desencadenan un latigazo cervical.

Se simularán en este trabajo latigazos cervicales de diferente severidad y se compararán los resultados de las reacciones producidas en vértebras y disco para tres perfiles diferentes de humanos; personas jóvenes, personas mayores con degeneración de disco y personas mayores con degeneración de disco y osteoporosis.

El estudio se lleva a cabo con el uso de los softwares comerciales SolidEdge® y AbaqusCAE®.



### 1.3 Estructura del documento

La estructura del documento se divide en ocho grandes módulos

- Aspectos biomecánicos del latigazo cervical

En primer lugar, se hace una introducción teórica de todos los conocimientos necesarios para el desarrollo de este proyecto. De esta manera se introducen los elementos que componen la columna vertebral y que interaccionan con ella como son las vértebras, discos, músculos, ligamentos etc.

Se explica también la biomecánica detrás de los accidentes de tráfico estudiando los mecanismos lesivos y factores que los acentúan. Se hace un especial énfasis en la dinámica del latigazo cervical producido por alcances traseros y choques delanteros y a la lesión más común causada por este movimiento; el esguince cervical.

Por último, se introduce teóricamente la osteoporosis y sus factores más importantes.

- Método de los Elementos Finitos

En esta sección se explica brevemente en qué consiste este método y sus fundamentos básicos.

Se realiza una introducción al programa AbaqusCAE® y a su funcionamiento explicando los pasos necesarios para realizar una simulación del tipo que se lleva a cabo en este proyecto. Se muestra la interfaz gráfica que el programa ofrece y los diferentes módulos de los que está compuesto.

- Desarrollo del modelo

En este apartado se explica desde cero cómo se ha elaborado el modelo utilizado, tanto la parte geométrica como numérica. Se citan las propiedades del modelo definitivo utilizado y se dan los resultados del proceso de validación, comparándolos con las fuentes de referencia.

- Resultados y discusión

Se describen y exponen los diferentes escenarios estudiados y sus resultados. Por último, se dan las conclusiones obtenidas tras los estudios.

- Desarrollos futuros.

Se exponen propuestas de futuros proyectos que podrían servir como evolución y complemento del presente trabajo.

- Planificación y presupuesto.

En esta sección se detalla la planificación que se siguió para la elaboración de este trabajo y se desglosa el presupuesto estimado para su consecución.

- Bibliografía

Se enumeran y se listan las fuentes bibliográficas utilizadas en la elaboración del informe y del modelo numérico.

- ANEXOS

En los anexos se muestran las capturas de pantalla con alta definición de los resultados obtenidos de la simulación del modelo numérico.

## 2. Aspectos biomecánicos del latigazo cervical

### 2.1 La espalda

#### 2.1.1 Funciones

La espalda es la parte posterior del cuerpo humano. Se extiende desde el cuello y los hombros hasta el sacro. La espalda tiene tres funciones básicas:

- i) Sustentar el cuerpo y permitir su movimiento.
- ii) Contribuir a mantener estable el centro de gravedad del individuo tanto en estado estático como dinámico.
- iii) Proteger la médula espinal gracias a la forma especial de la columna vertebral.

La sustentación del cuerpo se consigue gracias a potentes músculos y huesos resistentes que forman la columna vertebral. A su vez, para permitir y ayudar al movimiento del cuerpo, la espalda tiene que ser flexible. Es por esto por lo que la columna vertebral no está compuesta por un gran número de huesos sino por 33 vértebras dispuestas una encima de otra, separadas por discos intervertebrales, y soportadas por ligamentos y músculos.

Para mantener estable en centro de gravedad actúan como contrapeso los potentes músculos que gracias a su contracción compensan los movimientos del resto del cuerpo.

Las vértebras tienen un orificio en el centro por el que discurre la médula y la protege.

A continuación, se definen los elementos principales encargados de desarrollar estas tres funciones básicas y que más adelante serán útiles para explicar el comportamiento del modelo estudiado en este trabajo.

#### 2.1.2 Musculatura de la espalda

Los músculos de la espalda se dividen en tres planos; primer plano o superficiales, segundo plano o medios y tercer plano o profundos.

- i) *Primer plano* (figura 1). En este grupo encontramos el trapecio y el dorsal ancho.

- Trapecio: Músculo ancho y de forma triangular que se extiende desde el occipital a la duodécima vertebra dorsal y de ahí a la clavícula y al omóplato. Las fibras superiores del músculo son descendientes y van a insertarse en el borde posterior y la cara superior del tercio interno de la clavícula. Sus fibras medias son casi transversales y se fijan por fuera en el labio superior del borde posterior de la espina del omóplato y en el

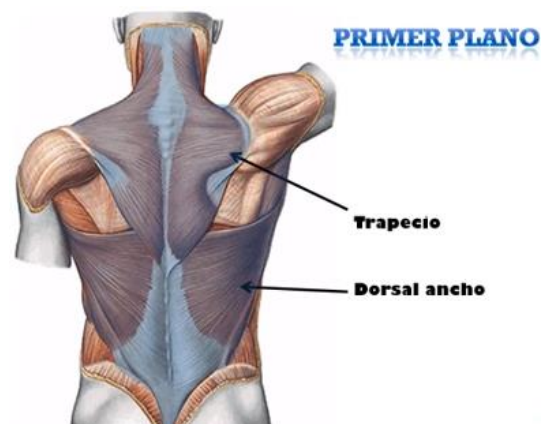


Figura 1 Primer plano musculatura de la espalda [39]

borde interno del acromion. Las inferiores se dirigen hacia arriba y hacia afuera para terminar en la espina del omóplato.

Las fibras superiores tienen como función la elevación y rotación del omóplato. Las fibras medias son los aductores cuya misión es desplazar el hombro hacia el interior. Las fibras inferiores lo hacen descender y permiten rotar el omóplato.

- Dorsal ancho: Músculo ancho y de forma triangular. Se inserta en las apófisis espinosas y ligamentos supraespinosos correspondientes a las últimas seis vértebras dorsales y a las cinco lumbares. Las fibras de este músculo convergen en dirección a la axila. Su misión es mover el húmero hacia abajo, adentro y atrás.

ii) *Segundo plano* (figuras 2 y 3). Los músculos medios son los romboides y el angular del omóplato.

- Romboides. Este músculo es subyacente al trapecio. Se sitúa entre la parte superior de la región del tórax y la parte inferior de la nuca. Se extiende desde la columna vertebral al borde espinal de la escápula. Su misión es retraer la escápula y rotar la cavidad glenoidea además de fijar la escápula a la pared torácica. El romboide menor está situado en las apófisis espinosas de las dos últimas vértebras cervicales. El mayor se inserta en las apófisis espinosas de las últimas cinco vértebras dorsales.

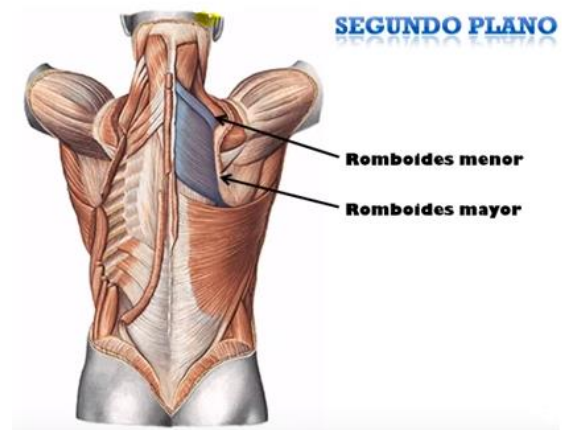


Figura 2 Segundo plano musculatura de la espalda. Romboides [39]

- Disco angular del omóplato. Es un músculo alargado y aplanado que se extiende desde el omóplato a las cinco primeras vértebras cervicales. Sus fibras se dirigen hacia arriba y hacia adentro. La acción de este músculo es desplazar hacia arriba y adentro al omóplato e inclinar la columna cervical hacia el lado deseado.

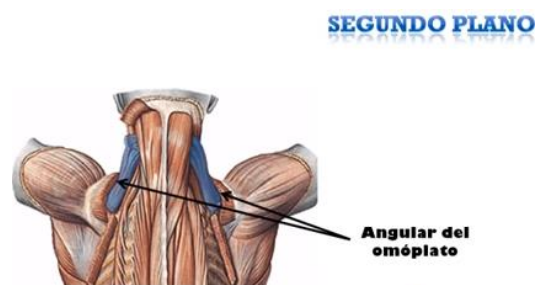


Figura 3 Segundo plano musculatura de la espalda. Angular del omóplato [39]



iii) *Tercer plano* (figura 4). En el plano profundo encontramos a los serratos menores posteriores.

- El serrato menor posterior inferior se encuentra en la parte baja del dorso. Se extiende desde la columna vertebral hacia las cuatro últimas costillas. Se inserta en las apófisis espinosas de las dos últimas dorsales o de las dos o tres primeras lumbares. Se trata de un músculo espirador (actúa en la espiración reduciendo el tamaño de la caja torácica). El serrato menor inferior abate las cuatro últimas costillas ensanchando el tórax.

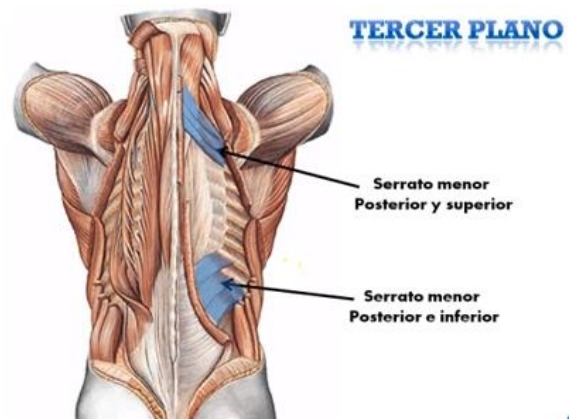


Figura 4 Tercer plano musculatura de la espalda [39]

- El serrato menor posterior superior se sitúa en la parte superior del dorso. Se inserta por dentro de las apófisis espinosas de las tres primeras dorsales y de la séptima cervical. En esta ocasión se trata de un músculo inspirador (actúa en la inspiración aumentando el tamaño de la caja torácica). Su misión es elevar las primeras costillas.

## 2.2 La columna vertebral

### 2.2.1 Funciones

La columna vertebral (también llamada espina dorsal) se compone de vértebras, discos intervertebrales y médula espinal. Las funciones de la columna vertebral son cuatro.

- i) La primera y más evidente es ayudar a sostener el tronco para mantenerlo en una posición erguida. Con la ayuda de los músculos previamente descritos y de los ligamentos, la columna estabiliza el tronco frente a la fuerza gravitatoria.
- ii) Su segunda función es articular los movimientos del tronco gracias a las vértebras que se encuentran “engranadas” entre sí.
- iii) La columna vertebral también sirve como punto de anclaje de órganos y músculos como los intestinos o el diafragma.
- iv) Por último, pero no menos importante, la columna se encarga de la protección de la médula espinal (figura 5). El tejido nervioso del que está formado la médula es muy frágil y por lo tanto tiene que ser debidamente protegido frente a elementos externos o movimientos forzados. Como se explicará más adelante, la sucesión de los orificios vertebrales que poseen las vértebras forman el canal

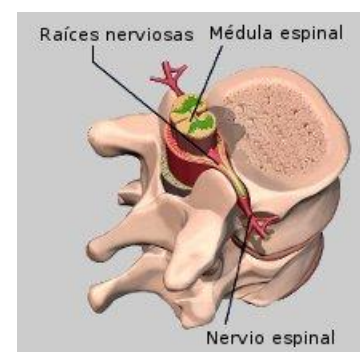


Figura 5 Localización de la médula espinal [52]

medular por el que transcurre la médula protegida por un armazón óseo en todo su recorrido.

La médula espinal forma el medio de comunicación por el que los mensajes u órdenes del cerebro viajan hacia las diferentes partes del cuerpo. Los mensajes sensoriales como pueden ser el dolor, el tacto, la temperatura etc. llegan al cerebro desde las vísceras y la piel donde se procesan y confrontan instantáneamente. Cuando se procesa la información en el cerebro, este envía las órdenes oportunas a través de la médula hasta los órganos o músculos que deban actuar.

Cuando ocurre una lesión en la médula espinal, el flujo de información desde el punto lesionado hacia abajo se detiene, de tal forma que el cerebro no puede enviar información a los órganos o músculos que se encuentran bajo el punto lesionado. Esto puede causar que la persona afectada no pueda mover piernas, brazos, otras partes del cuerpo o incluso que no pueda respirar.

### 2.2.2 Regiones

La columna vertebral está compuesta por un total de 33 vértebras y puede ser dividida en cuatro regiones (figura 6).

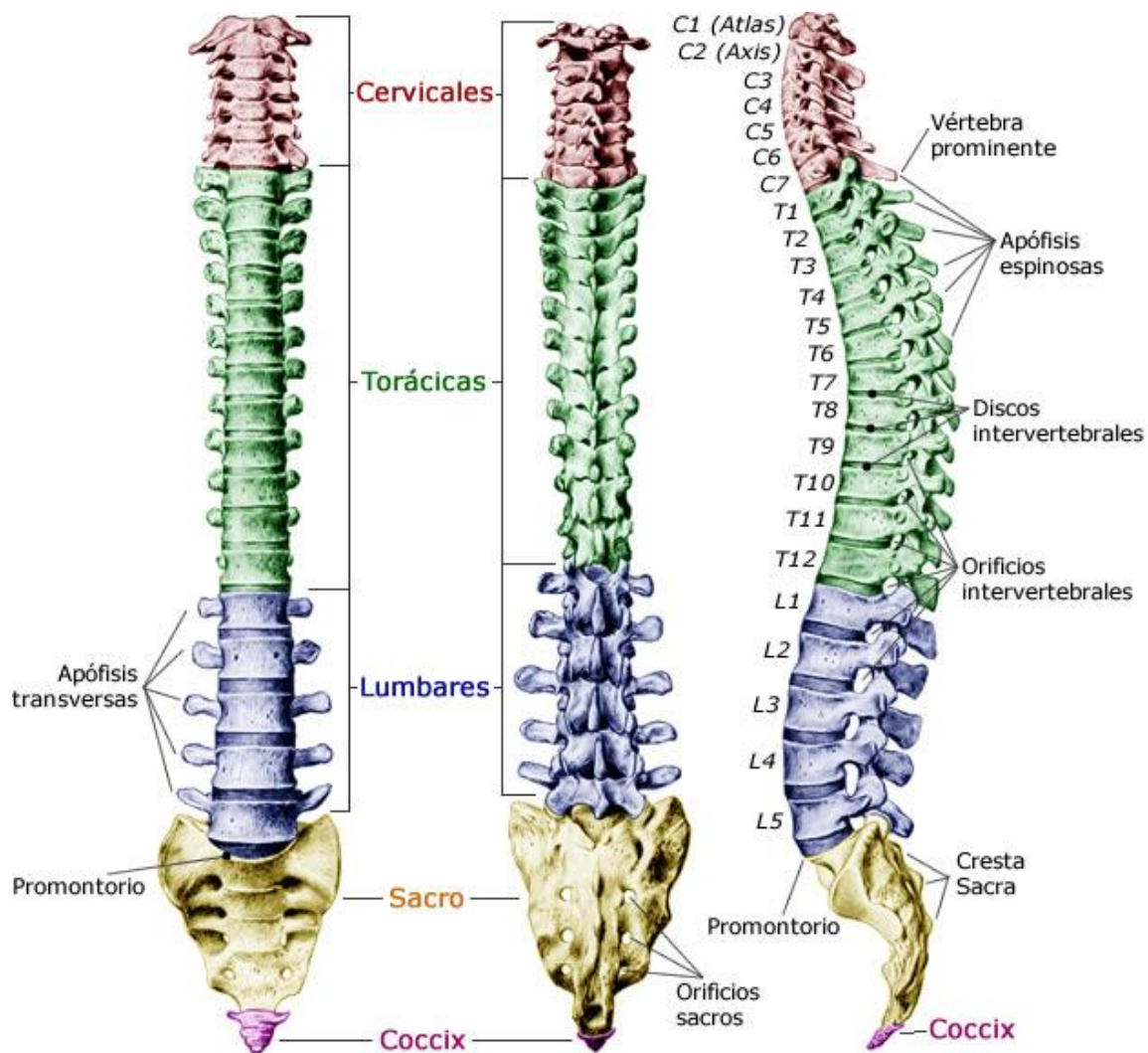


Figura 6 Mapa de la columna vertebral [45]

La parte alta está compuesta por las vértebras cervicales (C1-C7). A esta región se le denomina también columna cervical. Es la conexión entre la cabeza y el cuerpo, permite el movimiento tridimensional de la primera y también posibilita la orientación en todas las direcciones espaciales. Se baraja la posibilidad de que, gracias a esta movilidad, al desarrollo del cerebro y a la posición erecta, la humanidad pudo luchar y defenderse de forma eficaz en los primeros tiempos de la evolución.

De las siete vértebras que componen la columna cervical, dos de ellas (C1 y C2) tienen un diseño anatómico diferente a las otras cinco. Gracias a estas dos vértebras (denominadas atlas y axis respectivamente) se consigue la rotación de la cabeza (figura 7). Las otras cinco vértebras (C3- C7) siguen un esquema común al resto de vértebras. Estas últimas vértebras forman la columna cervical inferior responsable de la extensión, flexión e inclinación lateral de la cabeza.

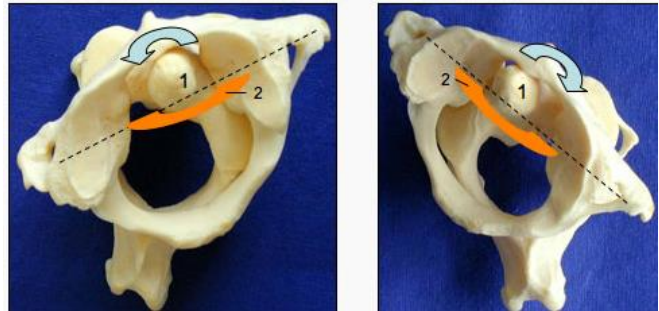


Figura 7 Movimientos de rotación de la unidad vertebral atlas-axis [51]

La rotación principal de la cabeza se efectúa en el segmento atlas-axis (C1/2) entre la primera y la segunda vértebra. La apófisis odontoides (1) actúa como eje de rotación. El ligamento transverso (2) es un estabilizador importante.

La parte media de la columna vertebral está formada por doce vértebras (T1-T12) que componen la columna torácica o dorsal. La primera vértebra torácica es una vértebra de transición entre la columna cervical y la dorsal. Se parece más a las vértebras cervicales por sus apófisis articulares, su pedículo y su cuerpo ya que tiene las apófisis semilunares (ganchos) que presentan las cervicales. Se presenta una similitud equivalente en las dos últimas vértebras torácicas (T11 y T12). Estas dos últimas vértebras se denominan también flotantes y muestran un aspecto parecido a las vértebras lumbares, caracterizadas por la carencia de carillas articulares en las apófisis transversas y por la presencia de otra carilla única a cada lado del cuerpo para alojar las costillas undécima y duodécima.

Al igual que las vértebras de la columna cervical, las vértebras torácicas tienen la función de actuar de sostén del tronco. Al ir aumentando el peso corporal que tienen que soportar a medida que se descende en la columna, estas vértebras tienen un cuerpo más ancho. También son las encargadas de permitir la flexión lateral, extensión, flexión y rotación del cuerpo. Además, a través de los orificios laterales de cada vértebra salen los doce nervios intercostales hacia los músculos, huesos, ligamentos y la piel en la región torácica.

La región lumbar está compuesta por las cinco vértebras lumbares (L1-L5). Son las vértebras más macizas de la columna vertebral, y aumentan su volumen a medida que se descende por esta debido al motivo explicado anteriormente; el peso a soportar es mayor en las zonas bajas de la columna y por tanto se necesitan vértebras más resistentes. Su cuerpo es más ancho y grueso que el resto de vértebras. La apófisis espinosa tiene forma cuadrilátera.

Las funciones de estas vértebras son las de unir la pelvis a la columna dorsal y facilitar la transmisión de fuerzas por toda la columna en movimientos de extensión del tronco.

El sacro y el coxis forman la columna pélvica. El sacro es una estructura formada por la fusión de cinco vértebras. Las crestas transversas que representan la fusión de las vértebras poseen una hilera de cuatro orificios por los que salen las ramas ventrales de los primeros cuatro nervios espinales sacros, entran las arterias sacras laterales y permiten la comunicación entre las venas pélvicas y el plexo venoso vertebral interno. El sacro da estabilidad y resistencia a la pelvis y transmite el peso del cuerpo al cinturón pélvico.

El coxis se forma por la fusión de 4 o 5 vértebras primitivas. Posee una forma triangular. El coxis sirve de inserción para diversos músculos y ligamentos pélvicos.

## 2.3 Las vértebras

### 2.3.1 Estructura general de las vértebras

Las vértebras, aunque cada una diferente de la anterior, siguen un patrón estructural común donde se pueden distinguir dos regiones principales.

- i) **Cuerpo o *centrum*.** Situado en la parte anterior de la vértebra, soporta la carga y tiene forma de disco. Los discos intervertebrales se sitúan entre los cuerpos de las vértebras.
- ii) **Arco vertebral.** Ubicado en la parte posterior de la vértebra, saliente del cuerpo con el que forma el foramen vertebral. La sucesión de los forámenes vertebrales da lugar al canal vertebral por el que transcurre la médula espinal.

El arco vertebral es una estructura compuesta por dos pedículos y dos láminas. Los pedículos constituyen los lados del arco y hacen la función de pilares óseos. Las láminas son placas planas que completan el arco posteriormente.

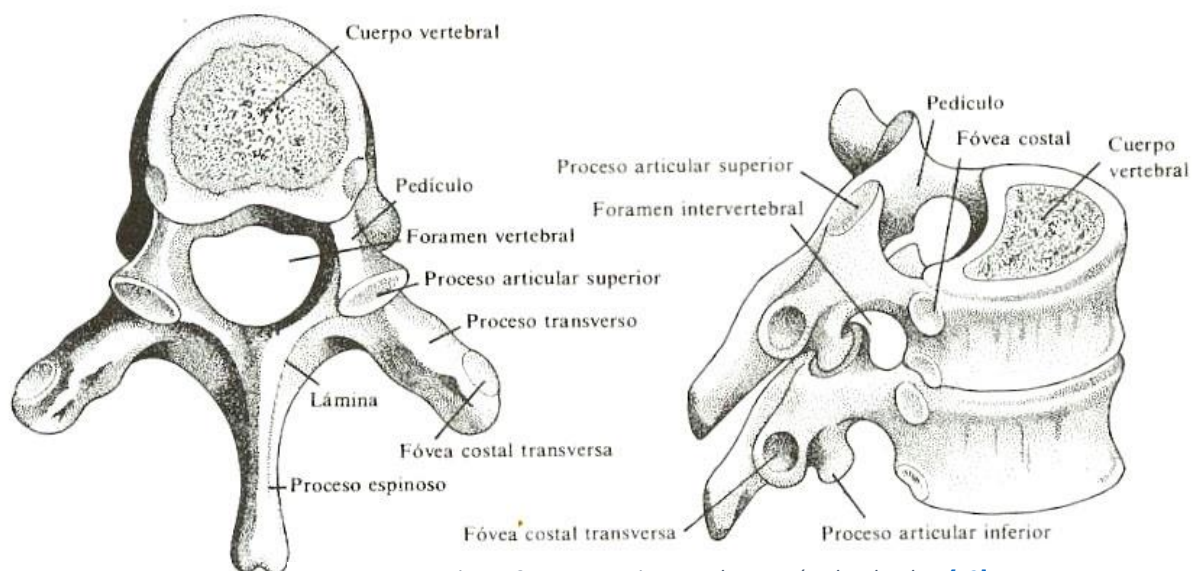


Figura 8 Estructura interna de una vértebra lumbar [52]

Del arco vertebral nacen siete apófisis. La apófisis espinosa nace en la zona de unión de las dos láminas y sirve como anclaje de músculos y ligamentos que estabilizan y movilizan la columna. Una apófisis transversal se extiende a cada lado del arco con una función parecida. Las cuatro apófisis articulares (dos superiores y dos inferiores)



sobresalen de la zona de unión de los pedículos y las láminas. Los extremos de estas últimas apófisis forman las llamadas facetas; cubiertas de cartílago hialino.

Las facetas superiores de una vértebra forman articulaciones móviles con las inferiores de la vértebra superior; las vértebras sucesivas están unidas por sus cuerpos y por sus apófisis articulares (figura 8).

### 2.3.2 Las vértebras cervicales

Debido a que no todas las regiones de la columna vertebral reciben las mismas cargas y a las diferentes funciones que unas y otras regiones tienen, hay matices que diferencian unas vértebras de otras.

Ya que este trabajo centra su atención sobre las vértebras cervicales, a continuación, se describen las características más importantes de la estructura de este tipo de vértebras.

Las características aquí enunciadas son propias de las vértebras C3 a C7 (figuras 9 y 10) ya que las C1 (Atlas) y C2 (Axis) tienen geometrías y estructura totalmente diferentes como se verá en el siguiente punto.

- Cuerpo: Tienen un cuerpo por lo general pequeño, siendo más ancho lateralmente que en la dirección anterior-posterior.
- Apófisis espinosa: Es corta y se divide en dos en la punta (bífida).
- Foramen vertebral: Tiene forma triangular.
- Apófisis transversales: Contienen forámenes.
- Apófisis articulares: Las facetas superiores se dirigen postero-superiormente mientras que las inferiores se dirigen de forma antero-inferiormente.
- Movimientos permitidos: Flexión y extensión además de flexión lateral y rotación. Son las vértebras con mayor rango de movimiento.

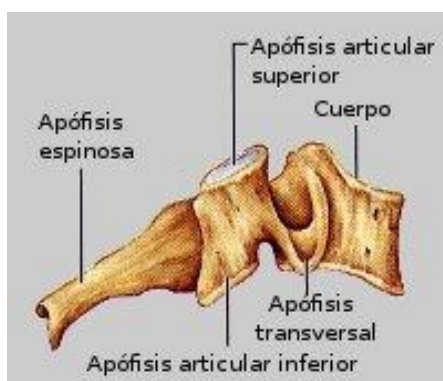


Figura 9 Vista lateral vértebra cervical [52]

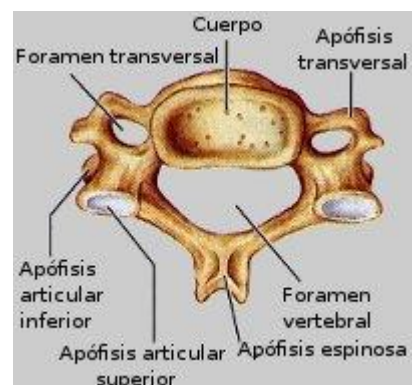


Figura 10 Vista superior vértebra cervical [52]

### 2.3.2.1 Características especiales de ciertas vértebras cervicales

En la columna cervical existen tres vértebras con ciertas particularidades distintivas y que merecen un estudio aparte.

- i) C1 o Atlas (figura 11): Es la vértebra más diferente a las demás. No tiene disco intervertebral entre ella y su vértebra inferior y tampoco tiene cuerpo ni apófisis espinosa. Básicamente es una estructura ósea en forma de anillo consistente en los arcos anterior y posterior desde donde surgen masas laterales a cada lado. Las masas laterales tienen facetas articulares en las superficies superior e inferior. La faceta articular superior aloja el cóndilo del hueso occipital del cráneo, dando soporte a la cabeza y permitiendo girarla. Las apófisis articulares inferiores se articulan con la vértebra inferior; C2 (Axis).



Figura 11 Vértebra Atlas [55]

- ii) C2 o Axis (figura 12): Esta vértebra presenta cuerpo, espina y las apófisis típicas de las vértebras. Sin embargo, tiene una característica diferenciadora; está dotada de la *apófisis odontoides*, una protuberancia que discurre superiormente desde el cuerpo. En realidad, esta apófisis se trata del cuerpo “perdido” del atlas, el cual durante el desarrollo embrionario se unió con el Axis. El odontoides sirve de punto pivote del Atlas para su rotación, siendo una articulación que permite hacer el movimiento de negación con la cabeza.



Figura 12 Vértebra Axis [55]

- iii) C7: Su apófisis espinosa es la más larga de todas las vértebras cervicales y, además, a diferencia de las otras, no es bífida. Recibe también el nombre de *vértebra prominente* ya que al poder notarse su apófisis a través de la piel se usa como marca de conteo.

## 2.4 Discos intervertebrales

Los discos intervertebrales son estructuras cartilaginosas que se sitúan entre las vértebras. Hay un total de 23 discos intervertebrales cuya función es actuar como amortiguador entre las vértebras adyacentes. También actúan como ligamentos manteniendo unidas las vértebras y como articulaciones que facilitan una movilidad leve en la columna mediante movimientos relativos entre vértebras.

### 2.4.1 Secciones

Los discos intervertebrales están situados entre las vértebras adyacentes a nivel lumbar, dorsal y cervical. Están compuestos de dos partes (figura 13):

- i) Anillo fibroso: Es un anillo de colágeno externo que rodea a una zona más amplia de fibrocartílag, limitando así la rotación entre las vértebras. El anillo es más grueso en la parte anterior que en la posterior en las zonas cervical y lumbar debido a la curvatura fisiológica de la columna en estas zonas (lordosis). El agua es un componente abundante y representa entre el 60 y el 70% de su peso.

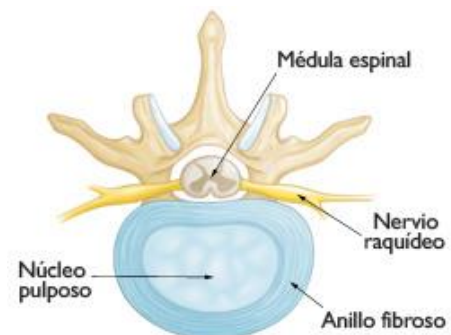


Figura 13 Partes que componen el disco intervertebral [46]

- ii) Núcleo pulposo: Es la parte central gelatinosa del disco. Ocupa entre el 30% y el 50% de la sección transversal del disco. Su misión es absorber fuerzas de compresión entre vértebras. Sin embargo, los discos son ligeramente compresibles, es decir, una carga compresiva excesiva puede causar que el disco protruya lateralmente. Está formado por una masa hidrófila con un contenido en agua que va decreciendo con la edad desde su valor máximo (90%) al mínimo (aproximadamente 70%) y un contenido en colágeno que oscila entre el 15 y el 20% siendo mayor en los discos cervicales y menor en los lumbares. No existen nervios ni vasos en el interior del núcleo.

Biológicamente hablando tanto el anillo como el núcleo son muy parecidos ya que los dos se forman por agua, colágeno y proteoglicanos. La diferencia reside en la concentración de estos elementos y en el tipo de colágeno presente en cada uno de ellos. Mientras que el núcleo está formado por fibras de colágeno de tipo II (elásticos), el anillo está formado por colágeno de tipo I (soporta tensiones).

### 2.4.2 Solicitaciones mecánicas

Especialmente destacable para este proyecto es el comportamiento de los discos frente a diferentes sollicitaciones mecánicas (figura 14).

- Solicitud axial tractora: Al separarse los cuerpos vertebrales aumenta el grosor del disco, disminuye su anchura y aumenta la tensión de las fibras del anillo. Se disminuye la presión interior del núcleo.

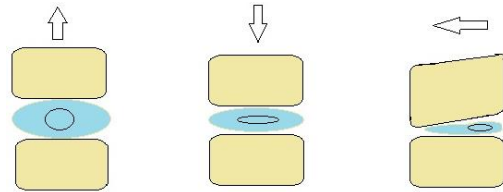


Figura 14 Comportamiento del disco intervertebral: Elongación axial, compresión y flexión. [40]

- Solicitud axial compresora: Las cargas de compresión se transmiten de vértebra a vértebra a través de núcleo pulposo y el anillo fibroso. Cuando la carga aumenta, se produce una presión en el núcleo que empuja las estructuras a su alrededor alejándolas de este. En definitiva, la presión comprime y ensancha el disco y aplana el núcleo aumentando su presión interna y empujando radialmente al anillo fibroso.
- Momentos flectores:
  - Los momentos de flexión producen tensiones de tracción en las fibras posteriores del disco y tensiones compresivas en las fibras anteriores. La vértebra superior se desplaza hacia delante disminuyendo el espacio intervertebral y desplazando el núcleo hacia atrás situándolo sobre las fibras posteriores del anillo y aumentando la tensión de este.
  - Los momentos flectores de extensión provocan que la vértebra superior se desplace hacia atrás disminuyendo el espacio intervertebral posterior y proyectando el núcleo hacia delante desplazándolo hacia las fibras anteriores del anillo.
  - La flexión lateral provoca una inclinación hacia el lado de la flexión de la vértebra superior, desplazando el núcleo hacia el lado convexo de la curva.
- Torsión: Las fibras del anillo cuya oblicuidad se opone a la rotación axial se tensan mientras que las que tienen la oblicuidad inversa se destensan. La tensión interna del núcleo aumenta proporcionalmente a los grados de rotación.
- Cizallamiento: Ligado al movimiento de flexión, es mayor a medida que aumenta la inclinación.



## 2.5 Ligamentos

La misión de los ligamentos, tendones, músculos y demás tejidos conectivos es la de asegurar los 206 huesos de los que consta el cuerpo humano en su lugar correspondiente. El tejido conectivo es un término que hace referencia a todos los tejidos que conectan y forman estructuras de apoyo en todo el cuerpo. Son tipos de tejido conectivo el colágeno, los músculos y los tendones.

Los ligamentos de la columna vertebral (figura 15) se encargan de unir las vértebras entre sí, permitiendo soportar cargas mecánicas y altas fuerzas de cizallamiento, y limitan sus movimientos. Previenen así de lesiones o de movimientos que pudiesen causar daños.

Dentro de los ligamentos de la columna vertebral pueden distinguirse dos grupos; los ligamentos que unen cuerpos vertebrales y los ligamentos que unen arcos vertebrales. Los ligamentos son estructuras fuertes, fibrosas y algo elásticas. Los ligamentos más largos aseguran la columna vertebral de la parte anterior y posterior de la espalda mientras que los ligamentos más pequeños unen las partes y aseguran las vértebras.

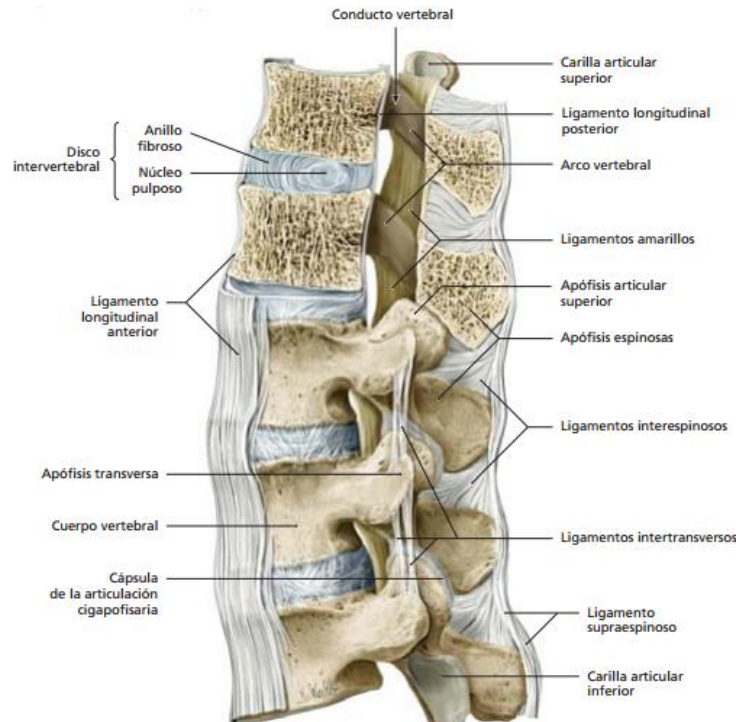


Figura 15 Corte longitudinal de una parte de la columna lumbar. [47]

En la tabla 1 se indica la región de actuación y las funciones de los ligamentos de la espalda.

Tabla 1 Región de actuación y función de los ligamentos de la espalda. Adaptación de [56]

| Ligamento              | Región espinal                  | Límites  |
|------------------------|---------------------------------|--|
| Alar                   | Axis - cráneo                   | Rotación de Cabeza y flexión lateral             |
| Atlantoaxial Anterior  | Axis & Atlas                    | Extensión  |
| Atlantoaxial Posterior | Axis & Atlas                    | Flexión  |
| Ligamento nuchal       | Cervical                        | Flexión  |
| Longitudinal Anterior  | Axis - Sacro                    | Extensión y refuerza frente del anillo fibroso   |
| Longitudinal Posterior | Axis - Sacro                    | Flexión y refuerza la espalda del anillo fibroso |
| Ligamento amarillo     | Axis - Sacro                    | Flexión  |
| Supraespinoso          | Torácica y lumbar               | Flexión  |
| Interespinoso          | Lumbar                          | Flexión  |
| Intertransversos       | Lumbar                          | La flexión lateral                               |
| Iliolumbar             | Las articulaciones sacroilíacas | Estabilidad y movimiento                         |

### 2.5.1 Ligamento alar

Es también conocido como el ligamento de verificación de la odontoides. El ligamento alar (figura 16) fija la vértebra C2 (axis) con el cráneo. Como se ha explicado anteriormente, el axis es la vértebra que permite la rotación de la cabeza. La misión del ligamento alar es controlar la rotación de la cabeza y evitar que gire en exceso en cualquier dirección.

### 2.5.2 Ligamento atlantoaxial anterior

Es una sólida membrana que se extiende desde el borde inferior del arco atlas hasta la parte frontal del cuerpo del axis.

### 2.5.3 Ligamento atlantoaxial posterior

Es una amplia membrana fina que une el borde inferior del arco posterior del atlas y que se extiende hasta los bordes superiores de las láminas del axis.

### 2.5.4 Ligamento nual

El ligamento nual (figura 17) se extiende desde la protuberancia occipital externa del cráneo hasta la línea nual mediana a la apófisis espinosa de la vértebra C7 situada al final del cuello.

### 2.5.5 Ligamento longitudinal posterior

Se funde con el periostio de los cuerpos vertebrales y a la parte posterior del cráneo. Discurre a lo largo de la zona posterior de los discos y cuerpos vertebrales hacia abajo hasta el canal vertebral que se encuentra dentro del sacro. Su misión es limitar la inclinación hacia delante de la espalda (figuras 18 y 19).

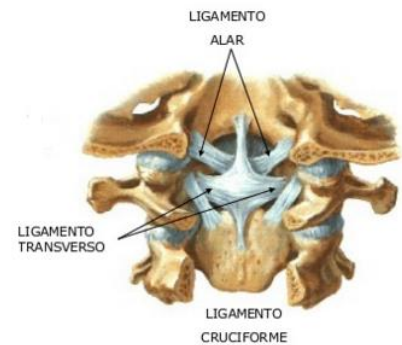


Figura 16 Ligamentos alar, transverso y cruciforme. [\[1\]](#)



Figura 17 Ligamento nual. [\[1\]](#)

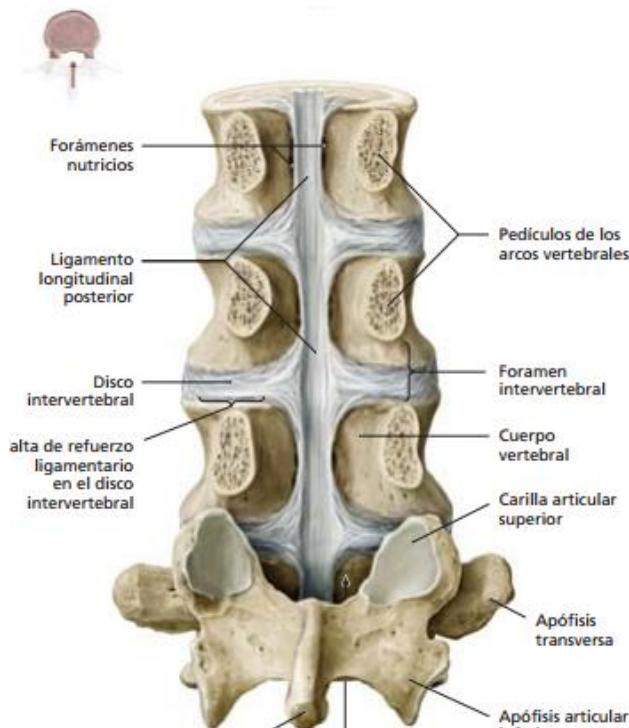


Figura 18 Disposición del ligamento longitudinal posterior a lo largo de las vértebras. [47]

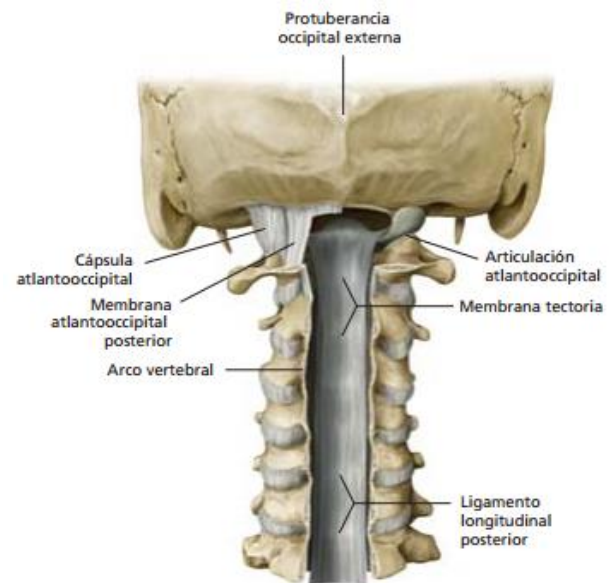


Figura 19 Vista global del ligamento longitudinal posterior. [47]

### 2.5.6 Ligamento longitudinal anterior

El ligamento longitudinal anterior (figura 20) se extiende desde la base del cráneo recorriendo la parte frontal de cada cuerpo vertebral y disco vertebral hasta la parte baja del sacro anterior (figura 21). Al final de su recorrido se funde con el periostio, que se envuelve firmemente alrededor de cada vértebra. La misión de este ligamento es resistir la inclinación hacia atrás de la espalda y limitar hacia adelante la curva de las regiones cervical y lumbar.

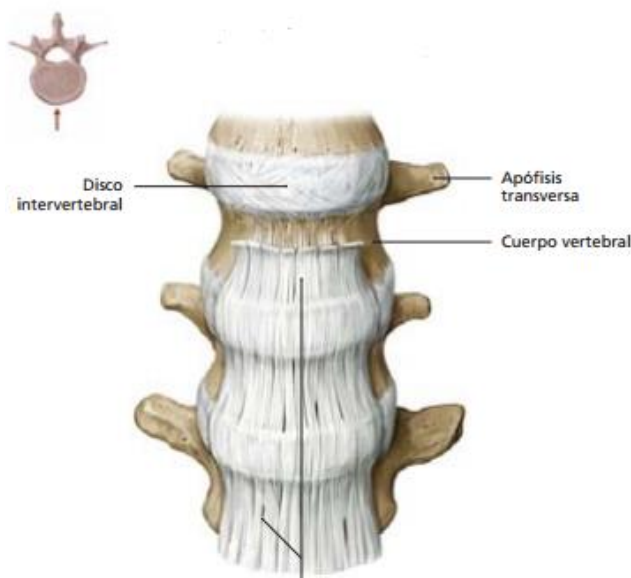


Figura 20 Disposición del ligamento longitudinal anterior a lo largo de las vértebras. [47]

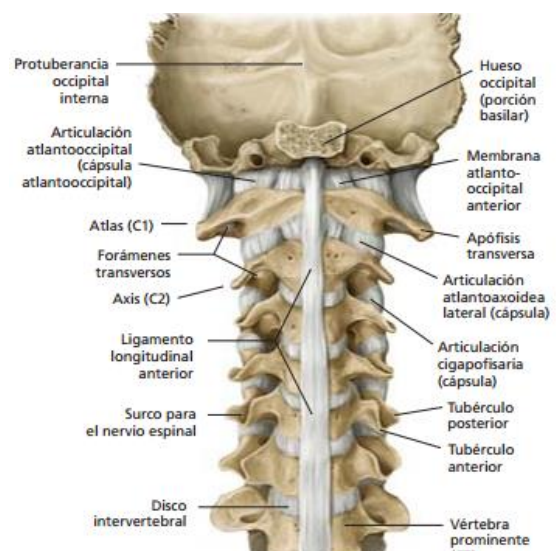


Figura 21 Vista global del ligamento longitudinal anterior. [47]

### 2.5.7 Ligamento amarillo

Se conoce como ligamento amarillo (figura 22) debido al color impartido por la acumulación de fibras elásticas.

Este ligamento conecta la parte posterior de los arcos vertebrales y forma la pared posterior del canal espinal. En los lados se fusiona con las cápsulas de las articulaciones facetarias. En la línea media se convierte posteriormente en el ligamento interespinoso.

La misión del ligamento amarillo es la de proporcionar una fuerza de retorno fuerte ante la flexión del cuerpo hacia adelante. Debido a esto, en la región lumbar, el área de la columna con mayor flexión, el grosor de este ligamento es mayor.

### 2.5.8 Ligamento supraespinoso

Une las puntas de las apófisis espinosas y se combina con la fascia toracolumbar (figura 22).

### 2.5.9 Ligamento interespinoso

Se encuentra entre las apófisis espinosas. Sus fibras anteriores se funden con el ligamento amarillo y son ricas en elastina mientras que sus fibras posteriores se funden con el ligamento supraespinoso (figura 22).

### 2.5.10 Ligamento intertransverso

Su misión es ejercer fuerza resistiva lateral hacia el lado opuesto del movimiento. Se unen a los extremos de las apófisis transversas (figura 23).

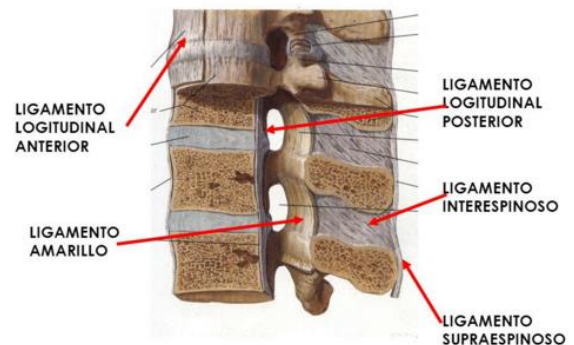


Figura 22 Vista de la disposición en torno a las vértebras de varios ligamentos. [12]

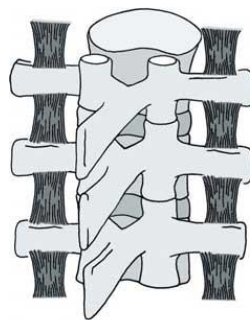


Figura 23 Ligamento intertransverso. [24]

## 2.6 Biomecánica en accidentes de tráfico.

### 2.6.1 Principios de biomecánica

Se denomina biomecánica a la ciencia que trata de describir los mecanismos lesivos, explicando las lesiones provocadas en los humanos, mediante la combinación de varias disciplinas. Fundamentalmente son tres las disciplinas de las que se nutre la biomecánica.

- i) Física: Pretende demostrar gracias a la reconstrucción del accidente junto con la ingeniería y por medio de las leyes que rigen el movimiento de los cuerpos y la energía (fundamentalmente cinética) producida por dichos movimientos, la cantidad y tipo de energía transferida sobre las personas para explicar la producción de un tipo determinado de lesión. Además, se tienen en cuenta factores como la edad, el sexo, resistencia anatómica etc. para estudiar la severidad de la lesión.
- ii) Epidemiología: Describe las lesiones en cuanto a su número, distribución por género, edad, gravedad etc., así como los diferentes tipos de accidentes (deportivos, de tráfico etc.) y establece una subdivisión por tipos lesivos. Por ejemplo, divide los accidentes de tráfico dependiendo del tipo de vehículo (automóvil, autobús, motocicleta etc.) y el tipo de accidente (vuelco, choque frontal, choque trasero, choque lateral etc.)
- iii) Ingeniería: La ingeniería trata de construir vehículos y sistemas cada vez más seguros tanto para ocupantes como para peatones y vehículos cercanos. Mientras que la seguridad pasiva (cinturones de seguridad, airbags, reposacabezas etc.) trata de reducir las consecuencias lesivas derivadas de los accidentes sobre las personas, mediante la seguridad activa (frenos ABS, luces, neumáticos con más adherencia, potencia ajustada del motor etc.) se intenta reducir las posibilidades de sufrir accidentes.

Hay otras disciplinas que también hacen su contribución a la biomecánica tales como la ergonomía, la sociología o la psicología que intentan explicar el factor humano como causa facilitadora o productora de los accidentes.

La biomecánica utiliza como pilares las leyes de Newton para trabajar. Estas leyes son:

#### 1<sup>era</sup> Ley de Newton:

Todo cuerpo preserva su estado de reposo o movimiento uniforme y rectilíneo a no ser que sea obligado a cambiar su estado por fuerzas impresas sobre él.

#### 2<sup>a</sup> Ley de Newton:

El cambio de movimiento es proporcional a la fuerza motriz impresa y ocurre según la línea recta a lo largo de la cual aquella fuerza se imprime.





$$F = m * a \quad (1)$$

Donde:

F = Fuerza [N]

m = Masa [Kgs]

a = Aceleración [m/s<sup>2</sup>]

De (1) puede obtenerse la aceleración y, utilizando las ecuaciones del movimiento rectilíneo uniformemente acelerado, obtener la velocidad del cuerpo debido a la aceleración causada:

$$v = v_0 + a * t \quad (2)$$

$$x = x_0 + v_0 * t + \frac{1}{2} * a * t^2 \quad (3)$$

Donde:

x, x0: La posición del cuerpo en un instante dado (x) y en el instante inicial (x0). [m]

v, v0: La velocidad del cuerpo en un instante dado (v) y en el instante inicial (v0). [m/s]

t: El intervalo de tiempo estudiado. [s]

La cantidad de energía determinada por el movimiento viene dada por la fórmula:

$$E = \frac{1}{2} m * v^2 \quad (4)$$

Esta ecuación indica que el factor de la velocidad determina en general la magnitud de la energía al estar elevado al cuadrado. Por lo tanto, el principal determinante de la gravedad en un accidente es la velocidad del objeto incidente.

En cuanto a la lesividad, han de tenerse en cuenta las diferencias significativas de masa y velocidad, entre los dos cuerpos involucrados en el choque (lo que se denomina incompatibilidad). Por ejemplo, un choque entre un autocar y un automóvil, o un atropello a un peatón por un ciclista bajando una cuesta a elevada velocidad serían muy graves debido a la mayor masa del autocar frente al automóvil o a la elevada velocidad del ciclista respecto a la del peatón.

Las lesiones ocurren cuando una estructura corporal sometida a una cantidad de energía determinada ve superada su límite de resistencia y como consecuencia, rompe. A pesar de que el límite máximo de resistencia es un valor fijo para un hueso, una articulación etc., pueden idearse mecanismos para que, ante una misma sollicitación de energía, esta sea disipada y no llegue a someter la estructura a valores mayores a su límite máximo.

Un ejemplo visual de esto puede apreciarse en la caída de un huevo a un suelo firme desde una altura de un metro. Si el huevo cae directamente al suelo, debido a la energía potencial que tiene

el huevo en el instante inicial, llegará al suelo con una velocidad y una energía mecánica determinada que hará que la cáscara se someta a un impacto que causará tensiones mayores a su resistencia última de rotura. Sin embargo, si entre el suelo y el huevo se interpone alguna superficie elástica y deformable como puede ser un cojín, parte de la energía mecánica con la que el huevo llega al suelo será disipada en forma de energía térmica y una deformación de las moléculas del cojín, al ser una estructura deformable, quedando una pequeña energía residual que no será suficientemente grande como para someter la cáscara a su límite máximo. Esta dispersión de energía es determinante para reducir la gravedad de las lesiones en caso de accidente.

Basándose en este principio trabajan mecanismos de seguridad tan eficaces como los airbags, los cinturones de seguridad o los reposacabezas.

### 3ª Ley de Newton:

Con toda acción ocurre siempre una reacción igual y contraria: quiere decir que las acciones mutuas de dos cuerpos siempre son iguales y dirigidas en sentido opuesto.

Esta ley explica, por ejemplo, cómo los ocupantes de un vehículo que colisiona contra una pared salen disparados del vehículo a la misma velocidad a la que circulaba éste en el momento del impacto. Se produce una acción que es la detención repentina del vehículo causando una fuerza de un valor determinado en sentido contrario a la marcha y, como consecuencia, se produce la reacción; la propulsión de los ocupantes con esa misma fuerza, pero en el sentido de la marcha.

Las energías liberadas en el accidente, y que conforman la biomecánica de lesiones, se basan en el movimiento del agente vulnerante y se interpretan de acuerdo a las anteriormente citadas leyes de Newton.

En un accidente de tráfico, la dispersión, tanto en tiempo como en espacio, de la energía cinética es determinante para reducir la severidad de las lesiones, llegando incluso a suponer la diferencia entre la vida y la muerte. Muchos avances se han conseguido en elementos de seguridad activos y pasivos para favorecer la dispersión de energía cinética que posee tanto el vehículo como sus pasajeros en el momento de un choque. Ejemplo de estos mecanismos de disipación de energía son estructuras de carrocería más absorbentes, cinturones de seguridad, airbags, reposacabezas activos etc.

#### 2.6.2 Historia de biomecánica

Aunque parezca que esta ciencia es nueva, o como mínimo reciente, la biomecánica tiene mucho camino a sus espaldas y ya era estudiada en tiempos muy remotos.

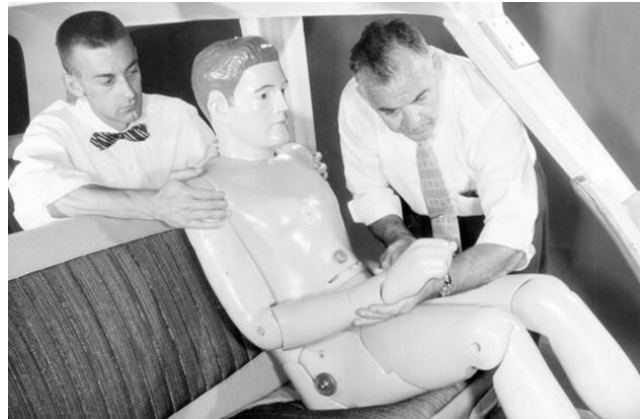
En el año 400 antes de Cristo, Hipócrates enunció que un soldado sufría lesiones menos graves al caer desde una almena sobre terreno blando que sobre terreno duro. Aunque de forma muy precaria, Hipócrates ya utilizó y razonó principios de biomecánica con esta afirmación.

Hugo de Haven, piloto holandés durante la Primera Guerra Mundial, sufrió un accidente en el que murió su compañero de avioneta, el cual no utilizaba cinturón de seguridad. Hugo logró salvar su vida al llevar puesto el cinturón a pesar de sufrir una rotura hepática por la hebilla de

este. En el periodo de entreguerras Hugo continuó con sus estudios y experimentos de biomecánica y en el año 1942 publicó sus estudios sobre los fenómenos de tolerancia humana al choque.

La ley de obligatoriedad a los motoristas militares británicos de circular con casco fue adoptada después de que Sir. Hugo Cairos describiese a principios de la Segunda Guerra Mundial que los militares que utilizaban casco montando en motocicleta sufrían lesiones craneoencefálicas menos graves que los que no lo usaban.

En siguientes años, la aviación militar fue el foco de atención sobre el cual llevar a cabo investigaciones sobre biomecánica. En estos años los dummies (figura 24), dispositivos antropomórficos, y programas de ordenador para parametrización matemática de biomecánica fueron desarrollados.



*Figura 24 Primeras utilizaciones de dummies para estudiar consecuencias derivadas de accidentes de tráfico en humanos. [54]*

Respecto al mundo del automóvil la seguridad empezó a tomar importancia y ser priorizada desde sus inicios. Sistemas de retención fueron diseñados, aunque no se adoptaron hasta finales de la Segunda Guerra Mundial.

Durante las décadas de 1920 y 1930 las firmas automovilísticas introdujeron bastantes mejoras en los diseños de sus vehículos para mejorar la seguridad (sistemas de frenado, luces, lunas de seguridad etc.). Sin embargo, no fue hasta los años 50 cuando los conceptos de seguridad pasiva como zonas deformables de la carrocería no fueron adoptados.

Volvo definió en 1960 el cinturón de seguridad como mecanismo fundamental de seguridad pasiva en automóviles.

Actualmente se continúan realizando numerosos estudios de biomecánica tratando de determinar los niveles de resistencia humana a choques y aumentarlos mediante dispositivos de seguridad para automóviles y motocicletas. El cada vez más creciente número de automóviles en nuestras carreteras y, por ende, desplazamientos producidos cada día, origina, por razones obvias, un aumento en el número de accidentes. Esto hace emerger la necesidad de dotar a nuestros vehículos de sistemas apropiados para disminuir las lesiones en estos accidentes.

A pesar de que las lesiones pueden ocasionarse como consecuencia de muy diferentes tipos de accidentes (deportivos, laborales o de la actividad de la vida diaria), un gran número de ellos se producen por accidentes de tráfico, con el consecuente coste socioeconómico, convirtiendo además las lesiones de accidentes de tráfico en el mayor problema de la seguridad vial. Por este motivo, la biomecánica ha encontrado en la seguridad del automóvil una importante área de investigación.



### 2.6.3 Mecanismos lesivos. Enfermedades traumáticas

La importancia que tiene el trauma como enfermedad social se debe a la mortalidad que supone. La enfermedad traumática es la tercera causa de mortalidad en población adulta después de enfermedades cardiovasculares y neoplasias. Sin embargo, en la población joven (de 15 a 30 años) constituye la causa de mortalidad más común [\[2\]](#).

En España se producen alrededor de 5.000 heridos y 1.200 muertes debido a los accidentes de tráfico. En todo el mundo se producen entre 20 y 50 millones de heridos y 1.200.000 muertos al año [\[62\]](#).

No hay que olvidar que los accidentes de tráfico también tienen un efecto económico importante en la economía global. Por poner un ejemplo, de acuerdo a Duane S. Cronin [\[9\]](#) las lesiones de columna cervical en Estados Unidos suponen un coste asociado de entre 4,5 y 8 billones de dólares al año.

Las lesiones, aparte de las condiciones del impacto, se ven también muy condicionadas por aspectos personales tales como musculatura, concentración de agua en el hueso, carga mineral del hueso etc. Así, ante un mismo accidente, una persona puede mostrar lesiones diferentes a otra.

Los mecanismos de lesión son los siguientes: (pueden presentarse solos o combinados)

- Flexión: Producen fracturas transversales.
- Extensión: Pueden producir fracturas transversales y luxaciones articulares.
- Compresión: Es debido a la aplicación de una fuerza en sentido longitudinal. Este mecanismo explica las fracturas por estallido de cuerpo vertebral.
- Tracción: Produce desgarros musculares, cutáneas luxaciones, etc.
- Torsión: Puede producir fracturas de tipo espiroideas. Causadas por fuerzas de torsión sobre el hueso. Una fuerza gira en un sentido y otro en otro. Un ejemplo práctico es un esquiador que deja su pie clavado en el suelo mientras su cuerpo gira en torno a su pierna.

### 2.6.4 Factores que determinan la lesividad

A parte de los ya mencionados factores que afectan a la gravedad de las lesiones y que son intrínsecos de cada persona (edad, musculatura, etc.), hay otros factores que tienen gran importancia a la hora de determinar la gravedad de las lesiones y que son propios de las condiciones en las que se da el accidente y no del accidentado.

- Intercambio de energía: Cuanto mayor intercambio de energía hay en una colisión, mayor posibilidad de lesiones graves habrá. La tasa de intercambio de energía además depende de la densidad del tejido sobre el que actúa el elemento vulnerante, es decir, del número de partículas que intervienen en la colisión. Por ejemplo, producirá un mayor intercambio de energía un puñetazo que se efectúe contra una pared que contra una almohada ya que la pared es más densa que la almohada. Las lesiones serán más graves en el primer escenario. Esto está relacionado con la [segunda Ley de Newton](#).



- Distancia de detención: También relacionado con la [segunda Ley de Newton](#) y con las fórmulas del movimiento rectilíneo uniformemente acelerado (2) y (3). Tal como se aprecia en (3), la velocidad disminuye a medida que aumenta el tiempo y el espacio en el que está actuando una fuerza desaceleradora. De esta forma, cuanto más tiempo esta fuerza actúe, menor será la velocidad en el momento del impacto y por lo tanto la aceleración sufrida debido a él. La fuerza de impacto será, por la [segunda Ley de Newton](#), también menor y por ende las posibilidades de sufrir lesiones. En este principio se basa el funcionamiento de los airbags y los cinturones de seguridad.
- Superficie afectada: Hay una relación directa entre fuerza y superficie afectada como puede verse en (5):

$$F = P * S \quad (5)$$

Siendo

F = Fuerza [N]

P = Presión [Pa]

S = Área [m<sup>2</sup>]

En un choque, cuanto mayor es el área afectada, mayor será el valor de la fuerza que incide sobre ella. Esto puede ser fácilmente apreciable cuando se saca la mano por la ventanilla del coche. La fuerza que la mano siente es mayor cuando la palma está totalmente perpendicular a la dirección de avance que cuando está de paralela ya que en el primer caso la superficie de incidencia del viento es la totalidad de la palma y en el segundo es únicamente el ancho de esta.

- Cavitación: La cavitación causa una tendencia a la separación de moléculas de una estructura golpeada por un determinado cuerpo en movimiento animado por una energía.

#### 2.6.5 Mecanismos lesivos según área anatómica

- Lesiones en la cabeza: Las lesiones más comunes sufridas en la cabeza son las siguientes:
  - Traumatismo craneoencefálico. Hematomas intracraneales y posibilidad de lesiones en la masa cerebral si se presentan hundimientos del cráneo.
  - Fracturas faciales. Lesiones a niveles funcionales y estéticos
  - Lesiones intracraneales. Divididas en dos grupos; lesiones focales (hemorragias intracerebrales, hematomas y contusiones producidas por los golpes del cerebro contra los huesos del cráneo), y lesiones difusas como conmociones o lesiones neuronales causadas por un movimiento relativo rápido entre diferentes partes de la cabeza. Estas lesiones son frecuentes en impactos contra parabrisas, salpicaderos etc. en accidentes de turismos. Son, a veces, causadas entre los

propios ocupantes del vehículo al no llevar mecanismos de retención y salir proyectados hacia otros ocupantes. Esto es más común en colisiones laterales. En los vehículos de dos ruedas también son muy frecuentes y muy graves produciéndose en la mayoría de los casos por impacto contra el suelo o contra otro vehículo. Las lesiones faciales son también muy comunes en este tipo de vehículos.

- Lesiones en la columna vertebral:

La lesión más común e importante es el esguince cervical [\[41\]](#). El esguince cervical es una lesión que se produce debido a un impacto trasero. Debido a que este trabajo va a centrarse en la simulación de un latigazo cervical (movimiento que causa el esguince cervical) se hablará más en profundidad de esta lesión más adelante.

Aproximadamente la mitad de las lesiones en la columna vertebral se producen a niveles altos (entre las vértebras C4 y C7). Esto puede resultar fácilmente en paradas o insuficiencias respiratorias o incluso el fallecimiento de la persona.

El 34% de las lesiones en la columna son producidas a niveles menos críticos para la vida, entre las vértebras dorsales D3 a D12, aunque sus secuelas son importantes [\[2\]](#).

Las lesiones en la columna vertebral son frecuentes y más abundantes en vehículos de cuatro ruedas que en los de dos ruedas, donde las lesiones suelen producirse por la caída al suelo y son lesiones a nivel dorso lumbar.

- Lesiones torácicas: El tórax es la segunda zona más lesionada en los accidentes de tráfico sin cinturón y la tercera en los accidentes con cinturón de seguridad. Además, se ha demostrado que los accidentados que llevaban cinturón de seguridad puesto han tenido lesiones torácicas con menos frecuencia, de menor gravedad y con más pronta recuperación que aquellos accidentados que no lo llevaban puesto en el momento del accidente.

Los daños en el tórax no están causados por el impacto de la estructura ósea con elementos del interior o exterior del vehículo, sino debido a la aceleración que sufren vísceras, órganos o grandes vasos sanguíneos que no tienen la misma resistencia o rigidez que otras estructuras del cuerpo. El tórax se compone por una parte rígida formada por costillas, clavícula, esternón, columna dorsal y por elementos como son el corazón, pulmones, vasos sanguíneos. Estos últimos elementos son mucho más sensibles a alteraciones de velocidad que pueden provocar lesiones muy graves o incluso el fallecimiento.

- Lesiones abdominales

Las lesiones abdominales son especialmente peligrosas para mujeres, personas con problemas de sobrepeso y las personas de talla baja. El abdomen y la cadera son la tercera zona más dañada en accidentes de tráfico [\[2\]](#). Muchas veces las lesiones se deben a una mala colocación de la banda abdominal del cinturón de seguridad.

El abdomen funciona como una cámara elástica donde se encuentran diferentes órganos inmersos en líquido. Frente a un accidente, el abdomen se comporta siguiendo el principio de Pascal, por lo que una presión ejercida sobre cualquier punto, se difunde con la misma intensidad por el resto de la cavidad, sometiendo a las vísceras a esa presión elevada. Como consecuencia, un impacto en el abdomen puede lesionar cualquiera de los órganos que se encuentran en él. Además, hay grandes órganos especialmente sensibles como son el hígado y el bazo que se encuentran llenos de sangre y que no gozan de una estructura rígida que los proteja. Por otra parte, órganos huecos como el estómago o los músculos abdominales pueden absorber y amortiguar en parte el impacto, no produciéndose lesiones especialmente graves en ellos.

- Lesiones en miembros inferiores y superiores:

Las lesiones más comunes suelen suponer roturas de huesos tales como la tibia, el peroné, el fémur, la rodilla, el coxis en miembros inferiores y el cúbito, el radio o el húmero en miembros superiores.

#### 2.6.6 Mecanismos lesivos según tipo de accidente

Dependiendo de la dirección del impacto, los accidentes se clasifican en choques frontales, choques laterales, colisiones por alcance, vuelcos y atropellos. En la figura 25 puede verse una estadística de los tipos de impactos más comunes en accidentes de tráfico.

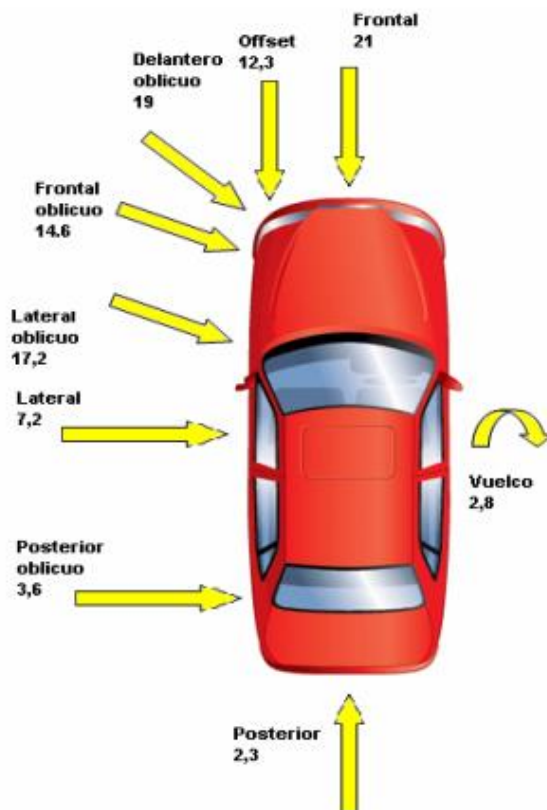


Figura 25 Tipos de impacto (y su frecuencia %) más comunes en accidentes de tráfico. [\[19\]](#)

Antes de describir los tipos de accidentes es conveniente explicar los momentos clave que se dan en un accidente. Se suele pensar que un accidente consta de un único impacto, sin embargo, no hay nada más lejos de la realidad.

El primer impacto que se produce es el del automóvil contra el objeto impactado, ya sea este móvil o fijo.

El segundo impacto es el que sufren los ocupantes contra las estructuras interiores del vehículo en el caso de que no salgan despedidos a través el parabrisas. Un ejemplo de este tipo de impacto es el de la cabeza del conductor contra el volante en caso de no llevar puesto cinturón de seguridad o contra el airbag en caso de llevarlo puesto (figura 26).



Figura 26 Movimiento del cuerpo ante un choque frontal sin cinturón de seguridad. [2]

En el interior del cuerpo se produce el tercer impacto al colisionar los órganos internos entre sí como se puede derivar de un impacto en el tórax. Este tipo de impactos puede tener mucha importancia a la hora de explicar lesiones como se ha visto anteriormente.

Se puede dar el caso en el que se produzca un cuarto impacto en el caso de haber elementos no sujetos en el interior del vehículo y que en el momento del accidente salgan propulsados hacia los pasajeros golpeándolos.

#### - Choques frontales

En los choques frontales (figura 27) se produce un desplazamiento de los ocupantes del vehículo hacia adelante. Saldrán proyectados en esa misma dirección los ocupantes que no usen el cinturón de seguridad, provocando lesiones mucho más severas que los ocupantes con cinturón de seguridad. Numerosos estudios han demostrado que las posibilidades de sobrevivir a un accidente saliendo proyectado del automóvil tras el choque son mucho menores que utilizando el cinturón de seguridad.



Figura 27 Vehículo después de un choque frontal contra un poste de iluminación. [2]

Sin embargo, aunque los ocupantes hagan uso del cinturón de seguridad, no están exentos de lesiones ya que sus cuerpos pueden sufrir dos tipos de desplazamientos dependiendo del uso que estén haciendo del cinturón y de la naturaleza del choque. Se contemplan dos escenarios:

- Desplazamientos hacia abajo: el llamado efecto submarino. El pasajero resbala por debajo del cinturón de seguridad hundiéndose sobre su propio asiento. Se produce entonces un primer impacto de las rodillas contra el salpicadero pudiendo provocarse numerosos tipos de lesiones.



Este efecto se ve favorecido si el ocupante utiliza el cinturón de seguridad mientras viste prendas resbaladizas o abultadas como chubasqueros o abrigos voluminosos.

- Desplazamientos hacia arriba. El cuerpo tiende a salir en dirección oblicua y hacia arriba, golpeándose contra espejo retrovisor, parabrisas, etc. En este caso la columna cervical absorbe gran parte de la energía y dependiendo de la posición del cuello en el momento del accidente, se podrán producir lesiones cervicales de diferentes tipos que pueden causar lesiones inestables de columna y/o lesiones medulares en nivel alto.

Este tipo de desplazamientos se dan en conductores que tienen situada la banda oblicua del cinturón de seguridad por debajo de su clavícula, imposibilitando al cinturón retener el cuerpo debidamente.

El airbag, bolsa de aire que se activa al detectarse una brusca desaceleración antes de que el tórax del conductor haya empezado a desplazarse hacia delante, impide el contacto del tórax con el volante y aumenta, en choques frontales, las posibilidades de supervivencia entre un 7% y un 17%.

- Choques laterales

A igual velocidad de impacto del vehículo, las lesiones son más graves en los choques laterales que en los choques frontales debido a la mayor proximidad del cuerpo con estructuras deformables de la carrocería durante el impacto como por ejemplo las puertas (figura 28). Mientras que, en el choque frontal, el motor y los elementos de la carrocería y bastidor que lo sujetan absorben gran cantidad de la energía de choque, en el choque lateral no existen tantos elementos estructurales que absorban tanta energía, y como consecuencia esta es transmitida casi en su totalidad a los pasajeros. Además, la deformación de las puertas puede producir su intrusión y golpear directamente el hemitórax del lado del que se ha recibido el impacto.



Figura 28 Vehículo después de sufrir un impacto lateral. [2]

Las fracturas que se suelen sufrir son costales en el hemitórax causando lesiones intratorácicas y roturas de pelvis. También se producen lesiones craneoencefálicas debido a la inclinación lateral de la cabeza que tiende a acercarse lateralmente al coche incidente (según la [tercera Ley de Newton](#)) pudiendo causar golpes de esta con la ventanilla, puerta o incluso capó del automóvil incidente.



- Colisión por alcance

Este tipo de accidente ocurre cuando el vehículo sufre un golpe en su parte trasera mientras está parado o circulando a una velocidad relativa muy baja respecto al vehículo impactante. Esto causa una aceleración al vehículo hacia adelante mientras que, según la [tercera Ley de Newton](#), los cuerpos de los ocupantes tienden a quedarse en el mismo sitio donde se encontraban, impulsándolos contra los asientos. En ese momento el tronco y el asiento avanzan solidarios, cosa que no hace la cabeza ya que al tener el centro de gravedad más retrasado frente al cuerpo y a su tendencia a retardar el movimiento respecto al del tronco, pivota hacia atrás produciendo una hiperextensión en el cuello (figura 29), algo que se puede evitar haciendo un buen uso del reposacabezas.

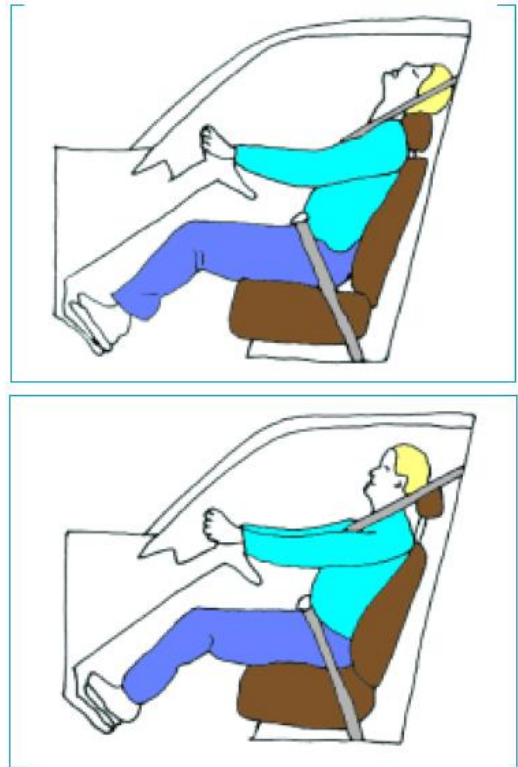


Figura 29 Movimientos de hiperextensión y rebote tras sufrir un alcance trasero. [2]

El movimiento que produce en el cuello este tipo de choques es el conocido como latigazo cervical y es el causante del esguince cervical. El mecanismo del latigazo cervical se explicará con más detalle más adelante por ser el movimiento sobre el que se va a basar este trabajo.

La colisión por alcance es un accidente muy común en nuestras carreteras que se produce sobretodo en atascos o en ciudades. Suponen la causa de alrededor del 40% de las lesiones que se producen en tráfico [2].

- Vuelco

En el caso en el que el ocupante de un automóvil que vuelca no esté sujeto por un cinturón de seguridad, puede golpearse con cualquier parte del interior del vehículo. Además, no es extraño que el vuelco vaya acompañado de vueltas del automóvil ladera abajo. Todo ello puede producir lesiones muy graves en los ocupantes como lesiones en cuello y cráneo como consecuencia de impactos contra el techo. Son frecuentes las luxaciones vertebrales o fracturas en la columna vertebral.

Además, el vuelco puede ir acompañado de la expulsión del vehículo de los ocupantes, aumentando tres veces de esta manera las posibilidades de fallecimiento de los ocupantes despedidos frente a los que permanecen en el interior del vehículo.

- Atropello.

La gravedad del atropello, al igual que en el resto de accidentes, está condicionada por la cantidad de energía liberada. A igual velocidad, un atropello realizado por un automóvil de mayor



masa causará lesiones más severas sobre el cuerpo del atropellado que uno de menor masa. Es también muy importante la deformación que la estructura del vehículo pueda alcanzar tras el golpe ya que, como se ha comentado numerosas veces, la deformación de la carrocería es una forma de disipación de energía. Toma gran relevancia en estos casos los sistemas de protección de peatones como los parachoques deformables de materiales plásticos que se implantan en los coches desde hace unos años.

Sin embargo, el factor determinante del atropello es la velocidad a la que tiene lugar (4).

Los atropellos más comunes son por impacto lateral hacia la víctima ya que suponen el 90% de los casos [2]. Las partes más frecuentemente dañadas son la cabeza y extremidades inferiores. Fracturas craneales, de costillas, de esternón, contusiones en los pulmones, fracturas de pelvis, roturas de venas, lesiones de rodilla, fracturas de hueso largo, dislocaciones y fractura de tobillos/pies son las lesiones más comunes.

Los atropellos a baja velocidad y marcha atrás suponen únicamente el 1% de los atropellos y suelen producir lesiones leves, aunque incapacitantes en algunos casos.

#### 2.6.7 Conclusión

En definitiva, puede verse que los accidentes de tráfico, además de numerosas causas, tienen muchas variedades de consecuencias y lesiones asociadas dependiendo de factores como la naturaleza del accidente, anatomía y fisiología de los accidentados, uso apropiado de los elementos de seguridad tanto activos como pasivos etc.

Es fácil también apreciar cómo en la mayoría de los accidentes la columna vertebral juega un papel importante y es, muchas veces, la parte más afectada tras un accidente. En concreto la columna cervical sufre las lesiones más aparatosas e importantes debido en general a dos factores; en primer lugar, su contacto directo y ser la primera estructura ósea en soportar todo el peso de la cabeza y asumir los movimientos que la inercia en un accidente genera sobre ella. Y en segundo lugar la pobre sujeción que esta parte tiene en un automóvil. Mientras que las vértebras lumbares y torácicas encuentran sus movimientos restringidos frente a una aceleración brusca gracias a la acción del cinturón de seguridad, las cervicales encuentran menos restricciones al movimiento frente a impactos, siendo más propicias a sufrir lesiones.

El esguince cervical es la lesión más común en accidentes de tráfico, estando presente en accidentes de tipo lateral y frontal, pero sobre todo accidentes por alcance trasero.

El esguince cervical se crea debido a movimientos sucesivos de hiperextensión e hiperflexión. El efecto que causa estos movimientos es conocido como latigazo cervical, cuyo término es utilizado a menudo erróneamente para hacer mención a la lesión causada por el, el esguince cervical.

Este es el motivo por el que se ha elegido la columna cervical como tema de este trabajo y más concretamente el estudio del efecto del latigazo cervical sobre las vértebras cervicales y sus correspondientes discos intervertebrales. En el siguiente apartado se explica con más detalle el latigazo cervical y el esguince cervical



## 2.7 El Latigazo cervical

*“El latigazo cervical es un mecanismo de energía al cuello”*. Krämer 1986.

El latigazo cervical (conocido en inglés como whiplash) es un mecanismo por el cual se transfiere energía al cuello tras una aceleración brusca causada por un impacto. Es decir, según la definición de I. Roche [\[29\]](#), un mecanismo lesional es la *“causa mecánica de la lesión de un órgano específico (...) Permite relacionar la naturaleza y la dirección de la fuerza aplicada a la estructura y a las características mecánicas de los órganos lesionados”*. Normalmente se dan latigazos cervicales en accidentes de vehículos a motor, aunque pueden ocurrir en otro tipo de impactos como zambullidas.

Muchas veces la expresión de latigazo cervical es utilizada como si fuese una lesión. Esto no es así ya que es un mecanismo normalmente causal de una lesión; el esguince cervical. Este mecanismo no causa lesiones únicamente en partes blandas (esguince cervical) sino que también puede acarrear lesiones óseas.

### 2.7.1 Dinámica del latigazo cervical

A la hora de estudiar la dinámica del latigazo cervical hay que tener en cuenta que esta depende mucho de las velocidades de choque, las masas de los vehículos implicados y, por supuesto, de las características anatómicas y fisiológicas del accidentado. No obstante, todos los impactos traseros (los impactos que más fácilmente provocan latigazo cervical) tienen una dinámica cualitativa parecida.

Esta dinámica puede ser dividida en seis momentos característicos (figura 30):

- i) Impacto inicial (0 milisegundos). Momento en el que el vehículo del sujeto es impactado por detrás por otro vehículo que posee una velocidad relativa al primer vehículo considerable. Esta diferencia de velocidades en el choque deriva en una fuerza de impacto que lleva asociada una aceleración al vehículo impactado y una deceleración al vehículo que provoca el choque.
- ii) Enderezamiento dorsal (60 milisegundos). La fuerza de impacto empieza a transmitirse a través del asiento sobre la parte superior de la región dorsal del individuo, provocándole una extensión en su parte superior que se acompaña con una flexión en las zonas bajas cervicales, determinando todo ello un enderezamiento de la cabeza.
- iii) Extensión del cuello (120 milisegundos). A medida que el torso acelera hacia adelante, la cabeza fuerza un movimiento de extensión. En estos momentos es cuando el tronco puede desplazarse por encima del asiento hacia arriba, como se aprecia en la figura 26.
- iv) Hiperextensión (200 milisegundos). La cabeza continúa desplazándose hacia atrás con más fuerza. La intensidad de esta fuerza es directamente proporcional a la violencia de la colisión y se puede reducir con reposacabezas adecuados.
- v) Rebote (300 milisegundos). Final de la fase de extensión.

- vi) Restitución (400 milisegundos). El conjunto cabeza-cuello se desplaza hacia adelante para recuperar su posición inicial. Dependiendo de la violencia del impacto, este movimiento se puede alargar hasta crear una hiperflexión en la columna cervical y una posterior restitución hasta la posición normal de la cabeza. El conjunto cuello-cabeza actúa como un resorte.

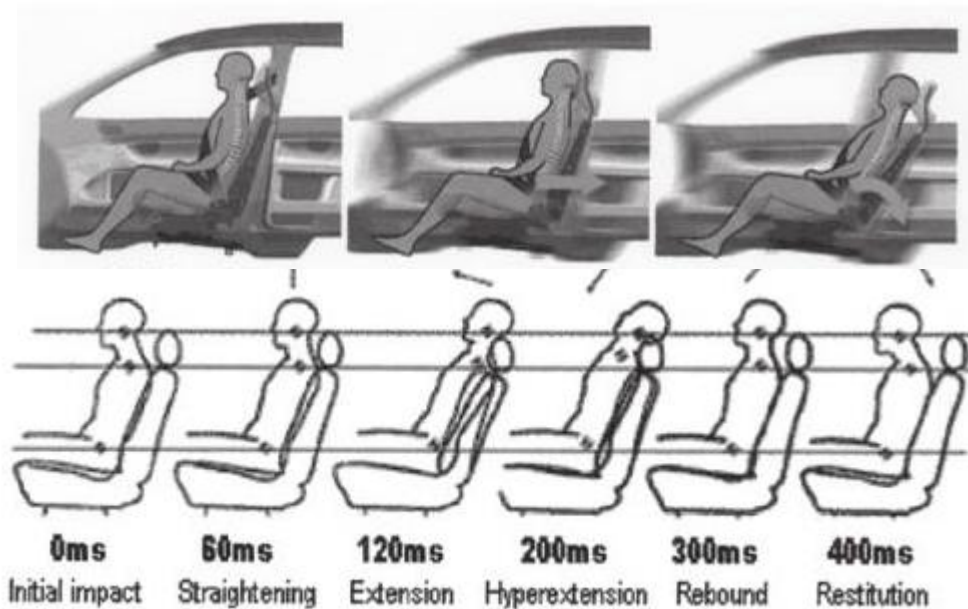


Figura 30 Dinámica de un alcance trasero. [2]

### 2.7.2 El reposacabezas

El reposacabezas es un elemento de apoyo para la cabeza del cual están dotados los vehículos automóviles, trenes, aviones etc. Su función no es la de dar comodidad al ocupante sino minimizar las lesiones cervicales en caso de colisión por alcance. Es por tanto un elemento de seguridad pasiva.

El reposacabezas se inventó en los años 50 y únicamente disponían de él vehículos de alta gama ya que era un complemento considerado de lujo. Con el paso del tiempo se descubrió la importancia que este elemento tenía en la seguridad de los automóviles y en 1969 se estableció una norma por la que se hacía obligatorio dotar a todos los coches matriculados en Estados Unidos de reposacabezas para sus ocupantes. Veinte años después este sistema de seguridad comenzó a homologarse en España.

Su mecanismo de protección consiste tanto en limitar el desplazamiento hacia atrás de la cabeza como la velocidad de su desplazamiento. De esta forma se logra evitar el movimiento conocido como latigazo cervical para el cual nuestro cuello no está preparado.

Actualmente un importante esfuerzo está siendo invertido en la mejora de la efectividad de este mecanismo como elemento de seguridad pasiva. La mayoría de los vehículos que salen de fábrica ahora mismo incorporan reposacabezas regulables para los ocupantes de todas las plazas del

vehículo. Además, se empieza a extender el uso de los llamados reposacabezas activos (AHR: Active Head Restrain).

Existen reposacabezas de dos tipos; los reposacabezas fijos y los ajustables o activos.

#### 2.7.2.1 Reposacabezas activos

El reposacabezas activo (figura 31) se monta sobre una placa de presión situada en el respaldo del asiento utilizando un dispositivo de muelles. Cuando se produce un alcance trasero y el asiento empuja al ocupante con una fuerza mayor de la que los muelles pueden resistir, la placa se desplaza hacia atrás dentro del asiento. Por efecto palanca, este desplazamiento de la placa hacia atrás hace que el reposacabezas suba hacia arriba y hacia adelante sujetando la cabeza antes de que se produzcan movimientos violentos relativos entre cervicales y cabeza.

En las figuras 32 y 33 puede apreciarse la diferencia que provoca en el movimiento de hiperextensión el tener un reposacabezas fijo o uno activo, siéndolo en este último caso casi inexistente este movimiento.



Figura 31 Movimientos de un reposacabezas activo. [37]



Figura 32 Posición de las cervicales en el momento del impacto con reposacabezas fijo. [59]



Figura 33 Posición de las cervicales en el momento del impacto con reposacabezas activo. [59]

#### 2.7.2.2 Posición correcta del reposacabezas para prevenir el latigazo cervical

La cabeza debe estar separada no más de 10 centímetros del reposacabezas para que este cumpla adecuadamente con su función, aunque la distancia idónea es de alrededor de cuatro centímetros [37]. Una separación de más de 15 centímetros se considera inaceptable para que el reposacabezas cumpla con su función.



Figura 34 Posición adecuada del reposacabezas. [38]

Respecto a la altura, la parte superior de la cabeza debe estar al mismo nivel que la parte superior del reposacabezas tal y como se muestra en la figura 34.

De esta forma, a continuación, se exponen imágenes reales (figuras 35 a 40) de usos adecuados e inadecuados del reposacabezas con respecto a su posición [13].



Figura 35 Uso adecuado. Espacio detrás de la cabeza muy pequeño y parte superior del reposacabezas claramente por encima de la altura de las orejas. [\[13\]](#)

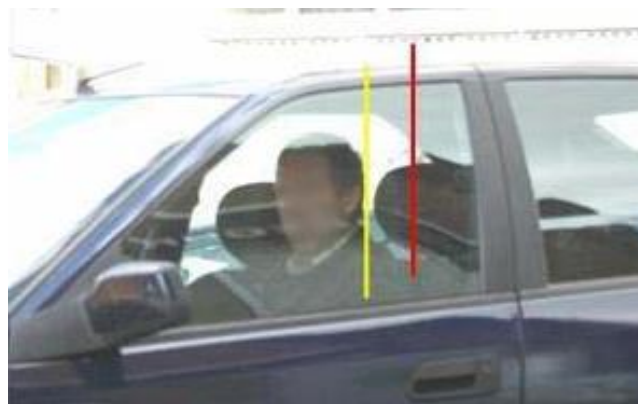


Figura 36 Uso regular. Espacio tras la cabeza entre 10 y 15 centímetros. [\[13\]](#)



Figura 37 Mal uso. La parte superior del reposacabezas se encuentra a la altura de las orejas. [\[13\]](#)



Figura 38 Mal uso. Altura del reposacabezas claramente por debajo de la altura de las orejas. [\[13\]](#)



Figura 39 Mal uso. Distancia detrás de la cabeza claramente superior a 15 centímetros. [\[13\]](#)



Figura 40 Mal uso. La altura y la distancia de la cabeza al reposacabezas son inadecuadas. [\[13\]](#)

### 2.7.3 Factores que afectan en las lesiones ante un latigazo cervical

Las consecuencias lesivas del latigazo se ven influenciadas de gran manera por aspectos como los enunciados a continuación:

- El vector de dirección en el que se produce el choque. La literatura médica señala peores consecuencias ante impactos posteriores siendo el nivel más dañado el correspondiente a las vértebras C5 y C6. Si el impacto es lateral, el latigazo cervical puede darse también en este plano.
- Posición de cabeza y cuerpo a la hora de recibir el impacto.
- Tipo y ergonomía del asiento.
- Condiciones médicas antes del impacto. Una anciana tendrá mayores posibilidades de sufrir lesiones crónicas que un joven.
- Envergadura del individuo. A menor envergadura mayor posibilidad de sufrir lesiones.
- Estado de tensión de los músculos estabilizadores. Alguien musculado sufrirá menos lesiones que alguien endeble.
- Posición relativa en el momento del accidente de las articulaciones.
- Estado de preparación frente al impacto. Los sujetos que advierten el impacto preparan y tensan sus músculos para recibirlo, mientras que los que no lo hacen tienen lesiones más severas.

Además L Jacobsson, B. Lundell y Alfredsson <sup>[50]</sup>, investigadores de Volvo han hecho las siguientes estimaciones sobre el riesgo de sufrir lesiones ante un *whiplash*:

- El riesgo es mayor en impactos por alcance trasero que con cualquier otro tipo de impacto.
- El riesgo aumenta con la altura del individuo.
- Las mujeres tienen mayor riesgo de sufrir lesiones debido a la posición que suelen adoptar en el vehículo, y su menor fuerza muscular en el cuello.
- Las mujeres de altura mediana tienen el mismo riesgo que los hombres de alta estatura.
- El riesgo depende de la posición del individuo en el momento del impacto.
- Los ocupantes de asientos delanteros tienen más riesgos de sufrir lesiones.
- El conductor tiene más riesgo que los pasajeros.
- El reposacabezas es un elemento importante en la prevención de lesiones, pero, ni es el único ni garantiza que el individuo no sufrirá lesiones.
- Las lesiones en la columna cervical pueden causar también lesiones en el raquis dorsal y lumbar.

### 2.7.4 Formas de prevenir el latigazo cervical

A pesar de ser producto de un suceso que en la mayoría de los casos no podemos evitar ya que depende de factores externos, hay formas de prepararse para ello y de evitarlos en algunos casos. A continuación, se exponen algunos consejos que pueden ser útiles para ello.

- Conducir con cuidado y manteniendo una distancia de seguridad adecuada tanto con los vehículos que nos preceden como los que se sitúan detrás del nuestro. Debido a dos motivos; tendremos más margen de maniobra para cambiar la dirección y evitar el





impacto y porque en caso de ser imposible evitar el impacto, como se ha mencionado anteriormente, cuanto más distancia se recorra pisando el freno, menor energía se liberará en el impacto y menor violento será el latigazo cervical.

- Mirar a menudo el espejo retrovisor, especialmente en cambios de carriles. Esto puede evitar que cambiemos de carril y suframos un impacto de un coche que circula por este nuevo carril y, además, puede ponernos sobre aviso y preparar el cuerpo para el impacto, disminuyendo la posibilidad y gravedad de las lesiones tal como se ha mencionado antes.
- Si varias personas conducen un mismo coche, ajustar el reposacabezas cada vez que se entre en él.
- Utilizar el cinturón de seguridad. Combinado con el reposacabezas minimiza los movimientos del cuerpo.
- Sentarse en una posición erguida. Una posición incorrecta puede causar movimientos perjudiciales para la persona además de disminuir la eficacia del cinturón de seguridad.
- En el caso de que el impacto sea irremediable y seamos conscientes de ello, una buena técnica es echar la cabeza hacia atrás y apoyarla en el reposacabezas. Disminuiremos así el impacto de la cabeza y el movimiento de extensión del cuello tras el impacto.
- Asegurarse del correcto funcionamiento de los airbags en el vehículo.

## 2.8 Esguince cervical

Esguince: (en inglés *sprain*; en latín *exprimere*): Lesión articular con posible rotura de algunos ligamentos y tendones, pero sin dislocación ni fractura.

El esguince cervical es una definición muy frecuente causada por una brusca flexo-extensión del cuello. Se caracteriza por contracturas musculares, dolor, sensación de vértigo y rectificación de la lordosis cervical.

Debido a la frecuencia con el que este se produce y por el deterioro en la calidad de vida que produce, el esguince cervical es estudiado desde el ámbito hospitalario como desde el sector del automóvil y las aseguradoras.

### 2.8.1 Tipos de latigazo cervical

- i) Esguince cervical tipo 1. Consiste en un estiramiento menor de los tejidos finos, sin alteración de su integridad estructural. El dolor puede no ser apreciable en los primeros momentos o ser este de menor importancia. Puede aparecer un edema no apreciable en las horas posteriores.
- ii) Esguince cervical tipo 2. Se produce una extensión moderada de los tejidos, sin separación, pero con rotura parcial. Se produce un dolor moderado desde el primer momento. El edema e hinchazón puede ser severo en 24 horas, aunque no es indicativo de la severidad de la lesión.
- iii) Esguince cervical tipo 3. Se produce una importante elongación de los tejidos acompañada de su rotura y separación. El inicio de los síntomas es instantáneo y a veces se puede incluso escuchar el ruido de la rotura tisular. La intensidad del dolor puede ser

o no ser severa. El máximo del edema se produce en el cuarto día después de la lesión. El periodo de recuperación comprende de tres a seis meses, aunque no siempre es una recuperación completa.

### 2.8.2 Síntomas del esguince cervical

Los síntomas más frecuentes son dolores de cabeza y espalda, debilidad en los músculos y vértigos. Estos síntomas, por lo general, desaparecen tras unas pocas semanas. Sin embargo, hay posibilidad de sufrir consecuencias acarreadas que tarden más tiempo en desaparecer o incluso llegar a ser permanentes. Sin embargo, los síntomas pueden ser muy variados dependiendo con la severidad con el que el esguince se haya causado.

De esta forma, otros posibles síntomas son dolor en el cuello que puede irradiarse a hombros y brazos (cervicobraquialgia), mareos, dolor en la parte baja de la espalda, adormecimiento de brazos, zumbidos en los oídos, sordera, visión borrosa, dificultad al tragar, problemas de concentración, pérdidas de memoria, ansiedad, insomnio etc.

### 2.8.3 Tratamiento del esguince cervical

El tratamiento inicial consiste en inflamatorios y relajantes musculares ingeridos por vía oral, aunque su aplicación está limitada por los efectos secundarios derivados de su uso. La rehabilitación mediante movilizaciones y ejercicios está probada y es beneficiosa, aunque sólo temporalmente.

#### - Tratamiento fisioterapéutico

Muchos médicos optan por la inmovilización de la zona mediante el uso del collarín acompañado de sesiones de fisioterapia ya que, aunque el collarín evite mareos y dolores, la inmovilización prolongada (entre una y dos semanas) puede causar importantes retrasos en la recuperación.

Lo ideal es empezar con el tratamiento fisioterapéutico inmediatamente o poco tiempo después del accidente.

Mediante el movimiento de la zona afectada se disminuye el dolor y se alcanza una cicatrización anatómica de cápsulas y ligamentos, algo imprescindible para una buena colocación y estabilidad de la columna cervical).

Una vez el cuello haya recuperado su movilidad, es importante que el fisioterapeuta realice ejercicios para fortalecer de nuevo los músculos del cuello y parte alta de la espalda, los cuales habrán perdido fuerza tras el periodo de inmovilización por el collarín.

- Rizólisis: La rizólisis (figura 41) es un tratamiento por el cual mediante un paso de corriente de radiofrecuencia (mínimamente invasiva) en los nervios transmisores de la sensibilidad de la articulación facetaria, los destruye para que dejen de causar dolor al paciente.

La aplicación de corriente en el nervio que transmite la sensibilidad causa que se termocoagulen los nervios y dejen de doler.

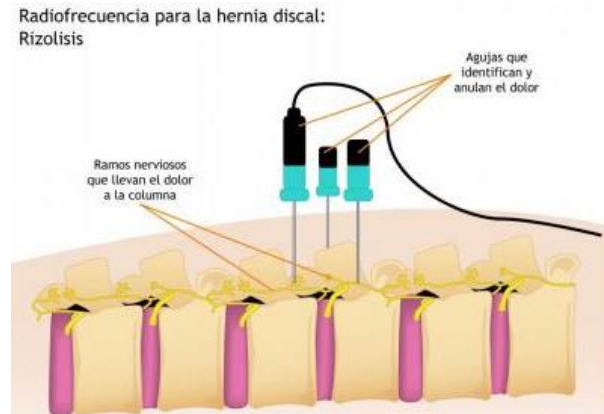


Figura 41 Proceso de rizólisis. [61]

Para su aplicación se necesita un quirófano y anestesia local. La rizólisis sólo se practica en casos de dolor crónico intenso a pacientes con lesiones en las facetas articulares vertebrales.

Debido a que los nervios no se regeneran ya que este tratamiento se encarga de destruirlos, sólo es aconsejable a un número reducido de pacientes y como último recurso.

#### 2.8.4 Secuelas del esguince cervical

Como se ha mencionado antes, las secuelas derivadas del esguince cervical se cronifican y pueden permanecer de por vida. El tiempo medio de recuperación suele estar entre 40 y 60 días con aproximadamente 25 sesiones de fisioterapia. Es decir, un 50% de los afectados presentarán dolor durante unos 90 días, otro 40% reducirá su periodo de curación por debajo del estándar de tiempo citado. Sin embargo, en torno al 10% de los afectados padecerá dolores en el cuello durante toda su vida [42].

Según la opinión de los expertos, si un mes y medio después de sufrir el accidente el esguince perdura, este puede ser responsable de otras lesiones más graves en la médula o en el cerebro.

Además de problemas físicos, el esguince conlleva un deterioro en la calidad de vida ya que puede presentar ansiedad o incluso cuadros de depresión ante la imposibilidad de soportar el dolor y de encontrar solución al problema.

#### 2.9 Hernia discal

En lenguaje médico se dice que existe una hernia “cuando una parte de un órgano del cuerpo se desplaza fuera de la cavidad que lo contiene” [60].

La hernia de disco se produce cuando el anillo fibroso se rompe o fractura permitiendo al material que compone el núcleo pulposo abandonar su lugar original. Esto recibe el nombre de Hernia de Núcleo Pulposo (HNP) o Hernia de disco.



### 2.9.1 Causas

Las hernias discales se producen debido a un sobreesfuerzo en las fibras que componen los discos intervertebrales. El movimiento de latigazo cervical puede ser perfectamente un mecanismo lesivo que produzca hernia discal cervical debido a la agresividad de los movimientos de hiperflexión e hiperextensión producidos.

Además, la edad y la degeneración de disco que la acompaña, juegan un papel muy importante a la hora de producir hernias discales. Como se verá más adelante, con la edad el disco intervertebral se deshidrata causando una pérdida de elasticidad en las fibras que lo componen, favoreciendo así la rotura del anillo fibroso y la aparición de las hernias discales.

La formación de una hernia discal puede resumirse en cuatro pasos (figura 42).

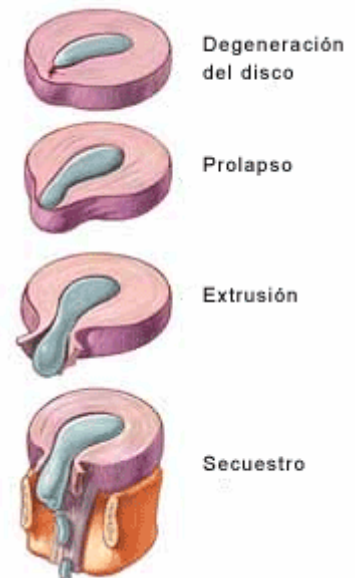


Figura 42 Etapas de una hernia de disco. [36]

- i) Degeneración de disco. Los cambios químicos asociados a la edad debilitan el disco.
- ii) Prolapso: También llamado protrusión o abultamiento, la forma o posición del disco varía respecto a su disposición inicial produciendo una ligera invasión al canal medular.
- iii) Extrusión: El núcleo pulposo fluye a través del anillo fibroso.
- iv) Secuestro: El núcleo pulposo atraviesa el anillo fibroso y se ubica fuera del disco en el canal medular.

### 2.9.2 Síntomas

Los síntomas de la hernia discal pueden incluir dolores en el cuello. Este dolor puede irradiarse hacia los brazos, manos y dedos produciendo entumecimiento u hormigueo en estas partes. En algunas personas las hernias discales cervicales pueden ocasionar compresión de la médula espinal en las zonas de contacto entre el disco y la médula. Esta patología es bastante más seria y puede requerir un plan de tratamiento más agresivo. Los síntomas de compresión medular incluyen una marcha torpe o con tropiezos, dificultad con las habilidades motoras finas en las manos y los brazos y hormigueo o una sensación de "choque" a lo largo del torso hasta las piernas.

### 2.9.3 Tratamiento

La mayoría de las hernias se tratan sin cirugía. Se aplica en estas ocasiones tratamientos basados en frío y calor. Durante las primeras 48 horas suele aplicarse frío en la zona lesionada para reducir la hinchazón, los espasmos musculares y el dolor al reducir la circulación de la sangre.

Una vez pasadas las primeras 48 horas suele aplicarse calor para aumentar la circulación (ayudando a arrastrar y eliminar las toxinas irritantes que pudieran haberse acumulado en los tejidos) y relajar los tejidos blandos.

El tratamiento suele acompañarse con medicamentos de tipo inflamatorio para reducir la hinchazón y de tipo relajante muscular para calmar espasmos y aliviar el dolor intenso. En unas

seis semanas la mayoría de los pacientes muestran una disminución de los síntomas y una mejoría.

Hay que recurrir a la cirugía cuando el tratamiento anteriormente descrito no alivia los síntomas o cuando se sospecha que ha habido compresión de la médula espinal.

La cirugía normalmente incluye una discectomía o extracción parcial del disco que suele realizarse en la parte frontal del cuello. Hay veces en las que es necesario realizar una laminotomía. La laminotomía consiste en quitar la porción del hueso que cubre al nervio.

Estos procesos suelen realizarse con técnicas de invasión mínima; con pequeños cortes y sin grandes incisiones.

## 2.10 Osteoporosis

La osteoporosis es una enfermedad metabólica caracterizada por una importante disminución de la masa ósea y un deterioro de la micro arquitectura de los huesos (figura 44). La osteoporosis del hueso se produce porque la resorción del hueso es mayor que la aposición ósea.

Al aparecer una disminución de aposición perióstica se facilita el adelgazamiento y la porosidad del hueso cortical (figura 43). El hueso trabecular también se hace más fino ya que disminuye su tejido de colágeno. Debido a que disminuye la remodelación, este tejido se forma más mineralizado, con más puentes de colágena y con un menor número de células, lo que causa una fragilidad mayor del tejido. Cuando la aposición ósea no puede compensar la resorción, la masa mineral del hueso disminuye y se reduce la densidad del hueso causando menor resistencia a las cargas del material y una estructura interna más débil provocando un mayor riesgo de fractura.

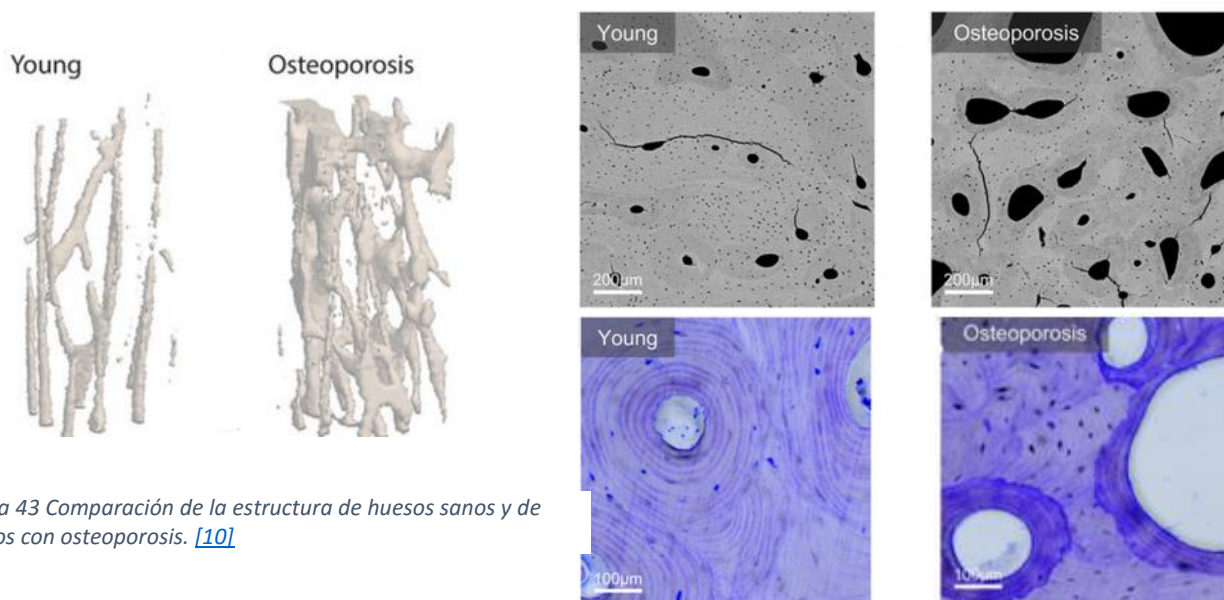


Figura 43 Comparación de la estructura de huesos sanos y de huesos con osteoporosis. [10]

### 2.10.1 Causas

- Envejecimiento. Según numerosos estudios [\[23\]](#) [\[3\]](#) a partir de los 30 o 40 años empieza una pérdida continua de masa ósea que varía entre el 0,2% y 0,5% anual.
- Sexo. La osteoporosis se encuentra significativamente más presente en mujeres que en hombres. El riesgo de padecer esta enfermedad es de hasta 4 veces superior en mujeres. Por lo general afecta a un 30% de la población femenina y a casi un 10% de la población masculina. Esto es influenciado mayormente por la falta de hormonas sexuales que se produce tras el periodo menopáusico de las mujeres, ya que aumenta el volumen de reabsorción ósea y reduce el volumen de hueso formado [\[8\]](#) [\[3\]](#). Su severidad es mayor en mujeres que han sufrido extirpación de ovarios [\[25\]](#).
- Hábitos alimenticios. El calcio es un elemento químico fundamental en la formación de los huesos. Una dieta pobre en calcio puede ser una de las causas de la aparición de osteoporosis [\[25\]](#).
- Genética. Se ha relacionado la aparición de osteoporosis con factores hereditarios y genéticos; siendo esta más propensa a aparecer en personas con familiares que han padecido o padecen la enfermedad [\[25\]](#).
- Sedentarismo. Se ha comprobado que la osteoporosis afecta al 47% de la población sedentaria mientras que únicamente afecta a un 23% de la población con un trabajo físico o deportista ya que el ejercicio físico favorece la formación de hueso [\[3\]](#).
- Consumo de ciertos medicamentos, exceso de tabaco, café, alcohol. Se ha verificado que también son factores que influyen en la aparición de osteoporosis [\[43\]](#) [\[58\]](#).

### 2.10.2 Síntomas

La osteoporosis por regla general se presenta de forma asintomática y suele detectarse después de una fractura. Las fracturas más comunes se producen en las vértebras y suelen detectarse tras una radiografía u otra prueba de imagen solicitada por otro motivo.

Cuando presenta síntomas suele causar dolor agudo o deformidades en la columna como cifosis progresiva (popularmente conocida como chepa o joroba).

### 2.10.3 Consecuencias

Como consecuencia de la pérdida de material, las propiedades mecánicas de los huesos y vértebras empeoran considerablemente. Se estima que el módulo de elasticidad disminuye alrededor de 2,3% cada década a partir de los 35 años [\[22\]](#) [\[3\]](#). Como resultado de esto último, el valor de la resistencia última de rotura también disminuye de manera considerable; alrededor del 20% [\[8\]](#).

En personas con osteoporosis las fracturas de hueso son muy comunes, en especial de las vértebras y del cuello del fémur [\[16\]](#). La fractura del cuello femoral en mujeres mayores de 75 años es de alrededor de un 1% al año, de las cuales un 80% de ellas presentan osteoporosis [\[21\]](#).

#### 2.10.4 Tratamiento

Para combatir la osteoporosis suele recetarse una dieta rica en calcio y ejercicio físico para favorecer la creación de hueso. También se recetan fármacos que frenan la reabsorción ósea y evitan pérdida mineral de los huesos [\[43\]](#) [\[58\]](#).

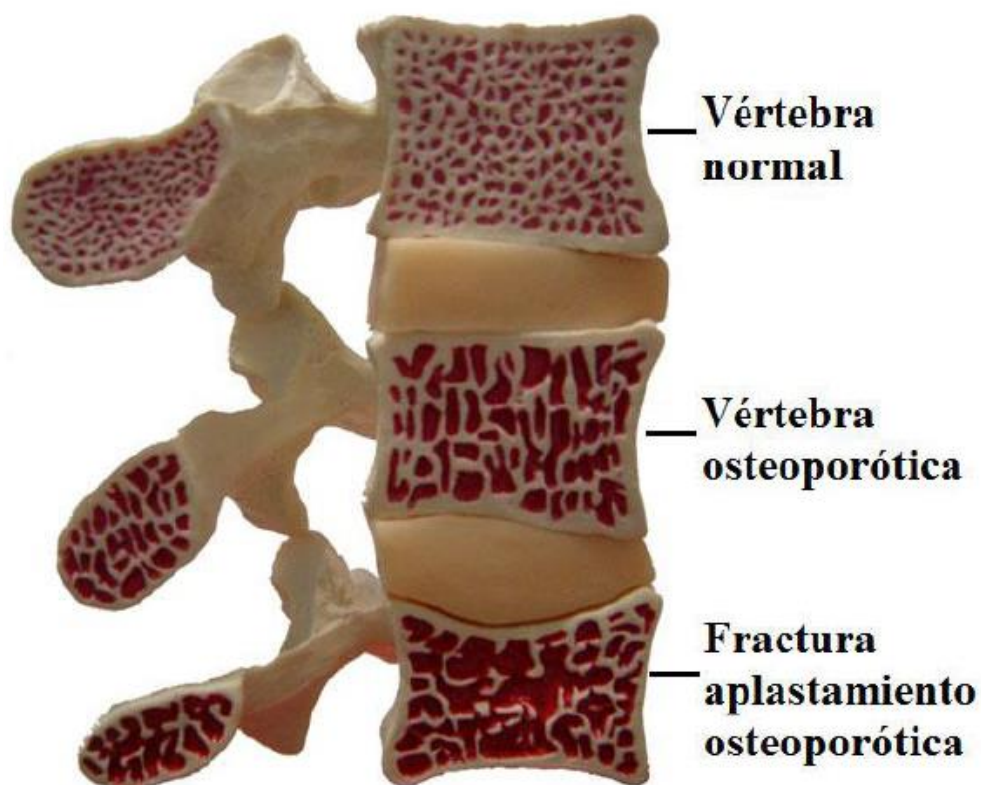


Figura 44 Comparación entre una vértebra sana, una con osteoporosis y una que ha sufrido un aplastamiento osteoporosico. [\[25\]](#)

### 3. Métodos de los Elementos finitos (MEF)

#### 3.1 Introducción al MEF

El método de los elementos finitos (conocido como FEM en inglés o MEF en español) es un método numérico muy extendido en el campo de la física y de la ingeniería. Permite hallar, por aproximación, las soluciones de las ecuaciones diferenciales parciales de las que consta una simulación de un sistema real.

En muchas ocasiones estas ecuaciones son muy numerosas y de difícil solución aun usando un método de aproximación de soluciones. Por ello, el MEF está pensado para ser aplicado utilizando programas de ordenador con velocidad de cálculo muy superior a la de la mente humana. Aun así, no deja de ser un medio aproximado de cálculo debido a las hipótesis básicas del método.

Otra de las ventajas que tiene este método es que permite realizar un modelo matemático de un sistema real en lugar de un prototipo. Se consigue con ello ahorro de tiempo, de dinero y la flexibilidad que da el modelo ya que se pueden cambiar las variables fácilmente en cuestión de segundos. Además, hay sistemas que son imposibles de representar mediante prototipos reales o que serían económicamente inviables.

Con el MEF se logra dividir un problema en un número finito de partes (elementos) cuyo comportamiento se define mediante un número finito de parámetros asociados a una serie de puntos característicos denominados nodos. Los nodos son los puntos de unión de cada elemento con los elementos de su alrededor.

Como ejemplo gráfico puede usarse el siguiente; se quiere saber el comportamiento de una placa metálica como la de la figura ante una presión determinada.

Para ello, en lugar de calcular punto a punto las soluciones de las ecuaciones que definen las sollicitaciones mecánicas de la placa entera (figura 45), se hace una aproximación. Se divide la placa en un número “n” de elementos mucho más pequeños que área original (figura 46) y se calculan los resultados de las ecuaciones en cada vértice (nodos) de los cuadrados pequeños (elementos), consiguiendo así una aproximación del comportamiento global de la placa.

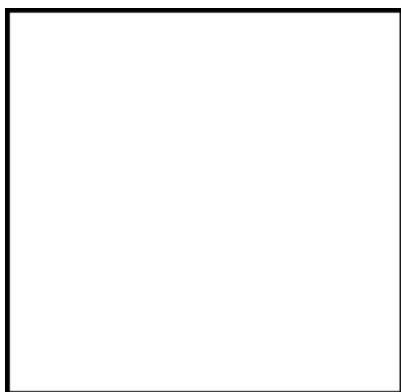


Figura 45 Ejemplo de sección sin mallar

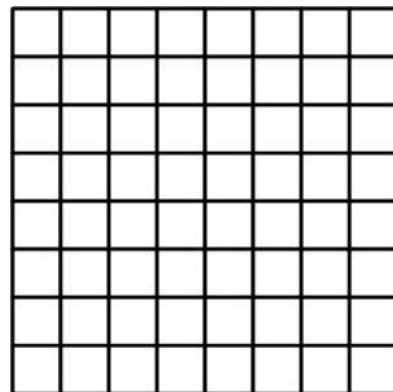


Figura 46 Sección mallada con 72 elementos y 72 nodos.

La solución será más exacta cuantos más elementos (y por tanto nodos) haya o más pequeños sean estos. Sin embargo, esto dará lugar a un mayor tiempo de cálculo. Al número de elementos por unidad de volumen se le llama densidad de malla.

### 3.1.1 Conceptos generales de MEF

Como se acaba de explicar, básicamente el método de los elementos finitos consiste en dividir un sistema continuo en un número alto de pequeños elementos interconectados por nodos. Las ecuaciones que rigen el sistema continuo son aplicadas a cada elemento, pasando de un sistema continuo con infinitos grados de libertad y regido por una ecuación diferencial o un sistema de ecuaciones diferenciales, a un sistema con un número finito de grados de libertad cuyo comportamiento se define por un sistema de ecuaciones, lineales o no.

En el sistema es importante distinguir los siguientes elementos que lo componen:

- Dominio: Espacio geométrico donde se analiza el sistema. El dominio se divide en puntos si el espacio es lineal, líneas si el espacio es bidimensional o superficies si es tridimensional. Por ejemplo, si el sistema a estudiar es una viga en voladizo sometida a una fuerza puntual como la de la figura 47:

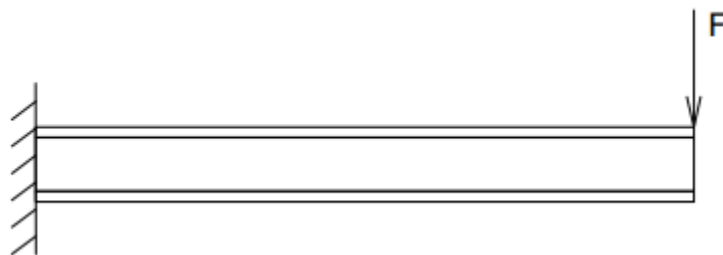


Figura 47 Viga con empotramiento lateral sometida a una carga puntual en su extremo. [6]

El dominio se puede discretizar de la siguiente manera (figura 48):

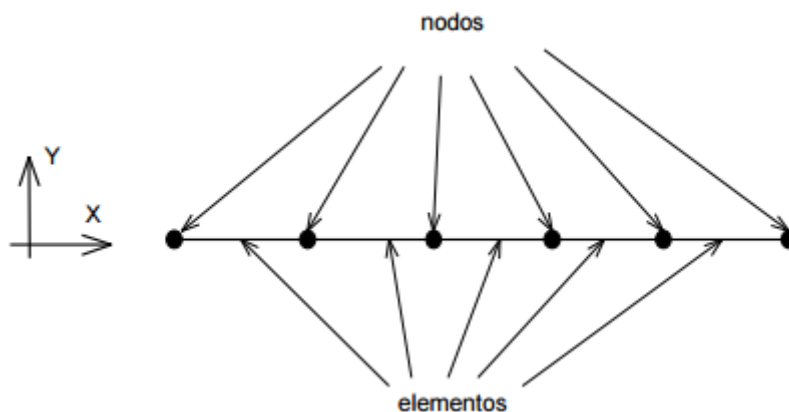


Figura 48 Nodos y elementos. [6]

Donde los grados de libertad de cada nodo serán los desplazamientos en el eje X e Y así como la rotación según el eje Z, es decir, todos los movimientos que los nodos de la viga podrían realizar causados por las sollicitaciones mecánicas (fuerza puntual y gravedad) presentes.



- Condiciones de contorno: Variables que condicionan el cambio del sistema y que son conocidas: Temperaturas, desplazamientos, cargas, voltaje etc. (figura 49)
- Incógnitas: Variables del sistema que queremos conocer una vez aplicadas las condiciones de contorno: desplazamientos, tensiones, fuerzas, temperatura etc.

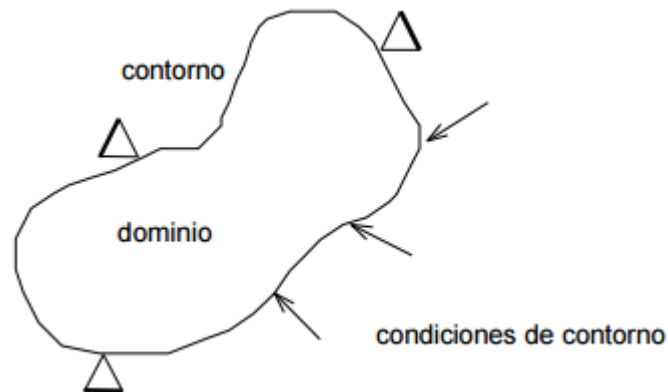


Figura 49 Esquema de contorno, dominio y condiciones de contorno. [6]

### 3.1.2 MEF en la práctica

El método de elementos finitos se utiliza básicamente a través de programas informáticos ya que en la mayoría de los casos las ecuaciones a resolver son muchas y muy complejas si se quiere obtener una solución aceptable. Por este motivo no se van a explicar en este proyecto las ecuaciones que rigen el MEF ya que no aporta valor y hay una gran cantidad de bibliografía que habla del tema.

En cambio, se explica a continuación los pasos generales a seguir para solucionar problemas a través del MEF haciendo uso de cualquier software comercial, tal y como se ha procedido en la realización del análisis de este trabajo.

Desde el punto de vista de la programación algorítmica modular, un programa de MEF necesita pasar por los siguientes estados para hacer los cálculos:

- Preproceso:

Durante el preproceso se define la geometría del sistema a analizar, se asignan las propiedades mecánicas de los materiales, se establecen las condiciones de contorno, y se genera la malla. Para garantizar una solución óptima (ya sea en resultados o en tiempo de cálculo) se pueden hacer procesos de refinamiento de malla u optimización del modelo, así como simplificaciones de este.

La malla consta de miles o millones de nodos. Las fuerzas, presiones y sollicitaciones mecánicas, térmicas etc. en general se re-asignan a los puntos de la malla. Las partes de la malla que estén sometidas a mayores sollicitaciones y en los que interese saber con mayor exactitud el comportamiento, constarán de una densidad de malla menor. Estos puntos de interés pueden ser zonas como puntos de fractura previamente probados del material, aristas o vértices muy agresivos, detalles complejos etc. Las tareas de las que consta el preproceso son:



- i) División del continuo en un número de elementos finitos mediante líneas o superficies imaginarias.
- ii) Los elementos se conectan entre sí por un número determinado de nodos situados en sus contornos. El comportamiento de estos nodos serán las incógnitas del problema.
- iii) Se toma un conjunto de funciones que definan de manera única el comportamiento dentro de cada elemento finito en función del comportamiento resultante en cada nodo de dicho elemento.

- Cálculo:

Como resultado del preproceso, se generan un sistema de N ecuaciones y N incógnitas que ha de ser resuelto. Dependiendo de si el sistema es lineal o no lineal, dependiente o independiente del tiempo, la forma de resolver dichos sistemas de ecuaciones varía. Por ejemplo, en sistemas dependientes del tiempo es necesario realizar las operaciones por orden ya que el resultado de una operación será la entrada para resolver la ecuación que le precede.

- Postproceso:

Tras las operaciones de cálculo, el programa devuelve valores de las ecuaciones pertinentes en los nodos de la malla. Durante el postproceso se calculan magnitudes derivadas de los valores obtenidos para los nodos realizando en ocasiones errores de aproximación.

Debido a la complejidad de los problemas a los que se aplica el MEF en ordenadores, los ficheros que generan los programas informáticos como resultado del cálculo tienen una cantidad de datos muy grande. Conviene procesar estos datos para hacerlos más comprensibles e ilustrar diferentes aspectos del problema. En el postproceso se generan representaciones gráficas y se ofrecen magnitudes derivadas de las soluciones que permiten extraer conclusiones del problema.

### 3.1.3 Software actual

Hay numerosos programas informáticos que permiten utilizar el modelo de elementos finitos en la actualidad; ANSYS, SolidWorks, Abaqus, Catia, PTC Creo Parametrics etc. Algunos de ellos incluyen módulos de diseño asistido por ordenador (CAD) como Catia y SolidWorks mientras que otros como Abaqus están especializados en la ingeniería asistida por ordenador (CAE) y solo incluyen un módulo de diseño básico, siendo necesario el uso de otros programas CAD para diseñar los modelos y luego importarlos.

Todos los programas previamente mencionados son válidos para el análisis a realizar en este proyecto. La interfaz y la forma de introducir los datos del sistema es la única diferencia reseñable. Se ha elegido utilizar Abaqus en esta ocasión.



### 3.2 Abaqus

Abaqus es un programa de ingeniería asistida por ordenador (CAE) basado en el método de elementos finitos destinado a resolver problemas de ciencias e ingeniería. Abaqus es una herramienta potente capaz de resolver desde simple simulaciones lineales hasta simulaciones de geometrías complejas con múltiples variables y entradas de todo tipo.

#### 3.2.1 Productos

Abaqus consta de cuatro productos.

##### 3.2.1.1 Abaqus/CAE

CAE hace referencia a *Complete Abaqus Environment*. Es la herramienta completa de modelización, visualización y automatización de procesos de Abaqus. Con una intuitiva interfaz que integra un módulo básico de modelado de piezas, análisis, gestión de trabajos y visualización de resultados de forma intuitiva y sencilla, lo hace perfecto tanto para usuarios que deseen aprender a usar el programa como para los más avanzados.

Abaqus CAE es el producto de Abaqus que se ha utilizado durante este trabajo.

##### 3.2.1.2 Abaqus CFD

CFD es el acrónimo de *Computational Fluid Dynamics*. Este producto de Abaqus ofrece avanzadas capacidades computacionales para resolver problemas relacionados con la dinámica de fluidos. Está apoyado por Abaqus CAE en el pre y postproceso.

##### 3.2.1.3 Abaqus Standard

Abaqus Standard es utilizado para resolver problemas tanto estáticos como dinámicos a baja velocidad en los que se busca una solución lo más fiable y realista posible. Se puede realizar un análisis de un modelo tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia en una única simulación. Al igual que en Abaqus CFD, el pre y el post proceso están apoyados por el entorno de modelado de Abaqus CAE.

##### 3.2.1.4 Abaqus Explicit

Abaqus Explicit está pensado para la simulación de eventos dinámicos breves como pueden ser impactos en automoción o balística. La capacidad que tiene Abaqus Explicit para reproducir comportamientos no lineales en análisis con contactos variables lo hace perfecto para la simulación de elementos cuasi-estáticos como el aplastamiento lento de dispositivos de absorción de energía o el laminado de metal caliente. Abaqus Explicit está diseñado para problemas de producción por lo que tiene una alta facilidad de uso, fiabilidad y eficiencia. También está apoyado por el entorno de modelado de Abaqus CAE para las tareas de pre y postproceso.

#### 3.2.2 Uso de Abaqus y módulos que lo componen

Abaqus contiene una interfaz dividida en módulos que facilita su uso. Cada uno de estos módulos tiene una función específica del preproceso y están ordenados según el orden lógico que hay que seguir para introducir los datos de entrada de un sistema. Estos módulos son los siguientes:



#### 3.2.2.1 Módulo *Part*

Este módulo permite diseñar las piezas o conjuntos que van a ser ensayados. Debido a que Abaqus no incorpora software de diseño asistido por ordenador (CAD) y se centra únicamente en la ingeniería asistida por ordenador (CAE), los diseños que permite realizar en este módulo son muy básicos y sencillos. Normalmente se suelen importar piezas o conjuntos que han sido diseñados en programas CAD y se trabaja con ellos.

Aparte del diseño de piezas, este módulo sirve para definir si las piezas son deformables, rígidas, así como establecer particiones geométricas virtuales o elementos como puntos de referencia, planos de referencia etc. que luego pueden ser de utilidad en los módulos sucesivos.

Es importante mencionar que Abaqus no trabaja con unidades, es decir, medidas, fuerzas etc. se introducen de forma adimensional y hay que tener especial cuidado en introducir los valores de estos parámetros de tal manera que los valores del resultado que nos devuelva el programa tengan unidades con sentido. Como ejemplo práctico; se puede diseñar una placa con las dimensiones 400\*30\*5. Abaqus no dará la opción de especificar si estas dimensiones están expresadas en milímetros, metros, o pulgadas. De tal forma que, si en un diseño estas unidades son milímetros, la densidad del material, por ejemplo, será recomendable expresarla en  $\text{kg/mm}^3$  para que los resultados de fuerzas que devuelva Abaqus tengan las unidades de Newton. De otra manera habría que tener en cuenta las unidades de entrada y con ellas calcular las unidades de los datos de salida.

#### 3.2.2.2 Módulo *Property*

En este módulo se introducen los materiales, y las propiedades mecánicas de estos, de los que están formados las piezas del modelo. Se asignan estos materiales a los diferentes elementos que forman el conjunto y, en caso necesario, se establece el grosor de estos.

En este módulo también se pueden crear relaciones geométricas que ayuden a módulos sucesivos tal como se podía hacer en el módulo anterior.

#### 3.2.2.3 Módulo *Assembly*

En el módulo *assembly* se ensamblan los diferentes elementos o partes para formar el conjunto total del sistema. Además, se ofrece la posibilidad de establecer sistemas de referencia auxiliares o trasladar las piezas o el conjunto entero de un punto del espacio a otro.

Una opción muy importante que también incluye este módulo es el de “fusionar” piezas, es decir, unir dos piezas para que estas formen una sola. Dependiendo de la opción que se elija, dentro de las posibilidades de fusionar que ofrece el módulo, se conservarán, o no, los bordes de las piezas, materiales, elementos de malla etc.

#### 3.2.2.4 Módulo *Step*

Una vez ensamblado el conjunto y habiendo aplicado propiedades a los materiales, se decide si el análisis a realizar va a ser estático o dinámico en el módulo *Step*. En el caso de elegir análisis dinámico se introduce el tiempo durante el cual se quiere realizar el análisis.

#### 3.2.2.5 Módulo *Interaction*

El módulo *interaction* es uno de los más importantes. En este módulo se introducen las interacciones que va a haber entre las diferentes partes del modelo, es decir, se decide por ejemplo si una pieza puede penetrar a otra, si resbala, el coeficiente de fricción etc.

El comportamiento global del modelo está influenciado de manera notable por la información introducida en este módulo. Establecer unas interacciones entre piezas apropiadas y realistas que representen fielmente a la realidad es de lo más complicado a la hora de realizar una simulación. Normalmente en este módulo es donde suelen hacerse la mayor parte de las correcciones hasta ajustar el modelo para que se comporte de la forma deseada.

#### 3.2.2.6 Módulo *Load*

En el módulo *load* se introducen las cargas y solicitaciones a las que el modelo va a estar sometido. Pueden introducirse cargas de diferentes tipos como mecánicas, eléctricas, térmicas, acústicas etc. y dentro de estos tipos también pueden diferenciarse diferentes solicitaciones; por ejemplo, en las cargas mecánicas se puede elegir entre fuerzas puntuales, presiones, gravedad, momentos etc. Una vez elegidas las cargas hay que introducir los valores de estas y es importante tener en cuenta las unidades en las que se introducen tal y como se ha explicado anteriormente. Un error a la hora de introducir las unidades hará que el modelo se comporte de forma totalmente diferente a la esperada.

En este módulo también se seleccionan las condiciones de contorno. Las condiciones de contorno son comportamientos propios del modelo o limitaciones de elementos externos hacia este. Por ejemplo, se introducen aquí velocidades en ciertos puntos, aceleraciones o limitaciones de grados de libertad para algunas piezas o para todo el conjunto de piezas.

#### 3.2.2.7 Módulo *Mesh*

El módulo *mesh* es en el que se realiza el mallado de las piezas. Hay que elegir la geometría de los elementos de malla (triangular, rectangular, cúbico etc.) así como el tamaño de estos. Dependiendo de la densidad de malla, los resultados serán más, o menos exactos. Puede establecerse diferente densidad de malla en cada pieza y región. Así, se elegirá una densidad de malla mayor en piezas o regiones que tengan especial interés en nuestro análisis y elementos de mayor tamaño en aquellas regiones en las que no necesitemos saber con tanta exactitud lo que ocurre ante las solicitaciones mecánicas aplicadas. Una mayor densidad de malla dará lugar a un mayor número de operaciones que el ordenador tendrá que resolver y por lo tanto a un aumento en el tiempo de cálculo computacional. Elegir un mallado correcto se convierte en un factor determinante.

#### 3.2.2.8 Módulo *Optimization*

En el módulo de optimización se puede indicar al programa ciertos parámetros que nos permitan simplificar el modelo o establecer cómo queremos que el programa nos devuelva los resultados después de terminar la simulación.

### 3.2.2.9 Módulo Job

En este módulo se creará un *job* (trabajo). Es necesario crear un *job* donde se recogen todos los datos introducidos en el sistema. Es el último paso antes de correr el código interno y empezar la simulación.

El módulo *job* incluye una ventana de seguimiento donde se puede ver la evolución y progreso de la simulación. Además, en esta ventana se pueden comprobar mensajes de aviso donde se muestran pequeños errores que pueden causar soluciones erróneas, así como sugerencias para evitarlos. También se muestran las causas por las que el *job* se ha parado en el caso de que haya un error grave en la forma de introducir las variables de entrada (figura 50).

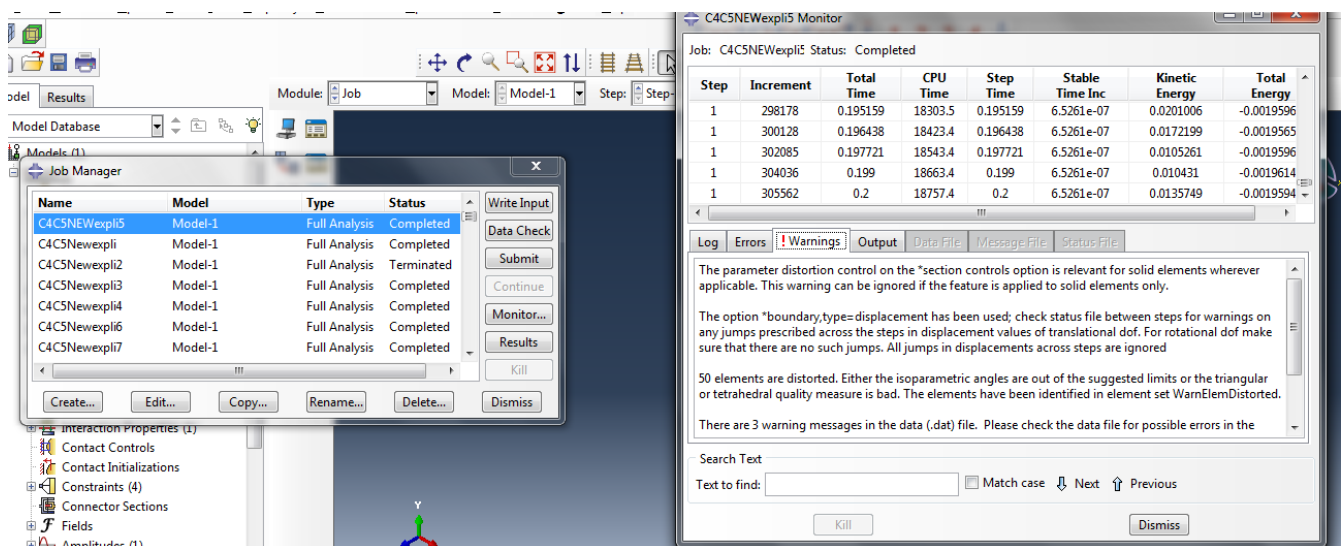


Figura 50 Interfaz gráfica de Abaqus CAE®

### 3.2.2. 10 Módulo Visualization

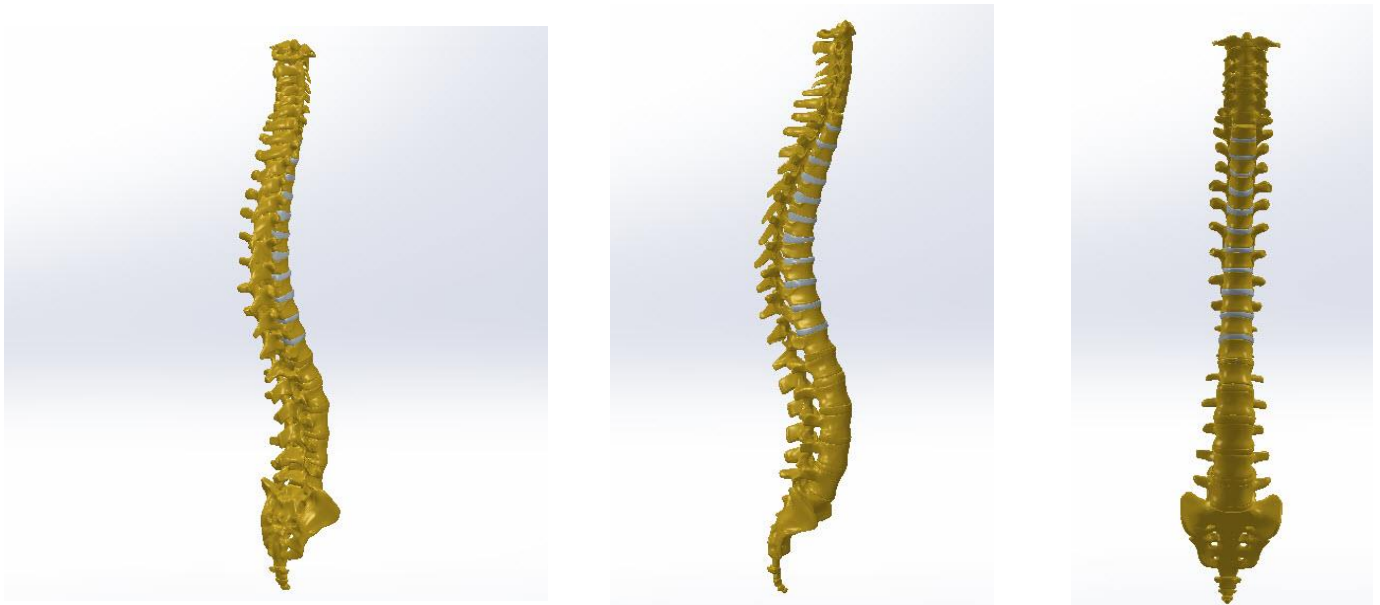
En el último módulo de Abaqus es donde se abre el fichero de soluciones creado tras la simulación. Se comprueban aquí los datos del comportamiento del modelo durante el tiempo de simulación. Incorpora diferentes formas de visualizar las soluciones dependiendo de los datos de salida que interesen.

Se pueden crear gráficas, tablas o se puede comprobar con un gradiente de colores sobre el conjunto de piezas el comportamiento de cualquier nodo del conjunto.

## 4. Desarrollo del modelo

### 4.1 Modelo geométrico

El modelo geométrico fue aportado por el departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad Carlos III de Madrid (figura 51). Hubo que cambiar el tipo de archivo original en el que fue suministrado el modelo ya que era de tipo .IGS; incompatible con Abaqus, que utiliza archivos de tipo parasolid.



*Figura 51 Renderizado del modelo utilizado.*

Se suprimieron las partes que no iban a ser utilizadas en el trabajo y se aislaron las vértebras cervicales C4 y C5 y su correspondiente disco intervertebral.

El modelo utilizado tiene importantes simplificaciones realizadas debido, en gran parte, al coste y tiempo computacional que llevaría diseñar y ensayar un modelo 100% fiel a la realidad. Las simplificaciones en estudios de este tipo son prácticas muy recurrentes en la comunidad científica por estos mismos motivos.

Las simplificaciones llevadas a cabo son las siguientes:

- i) No se han simulado las diferentes secciones que forman las vértebras. Las vértebras están formadas por diferentes tipos de huesos con propiedades mecánicas propias. Debido a que las vértebras no se someten a grandes esfuerzos en las situaciones ensayadas, se han tratado las vértebras como cuerpos macizos con una única sección. Se ha tomado pues, como si las vértebras estuvieran formadas únicamente por hueso cortical (figura 52). Este tipo de hueso representa el 80% de la composición del esqueleto humano [\[34\]](#).

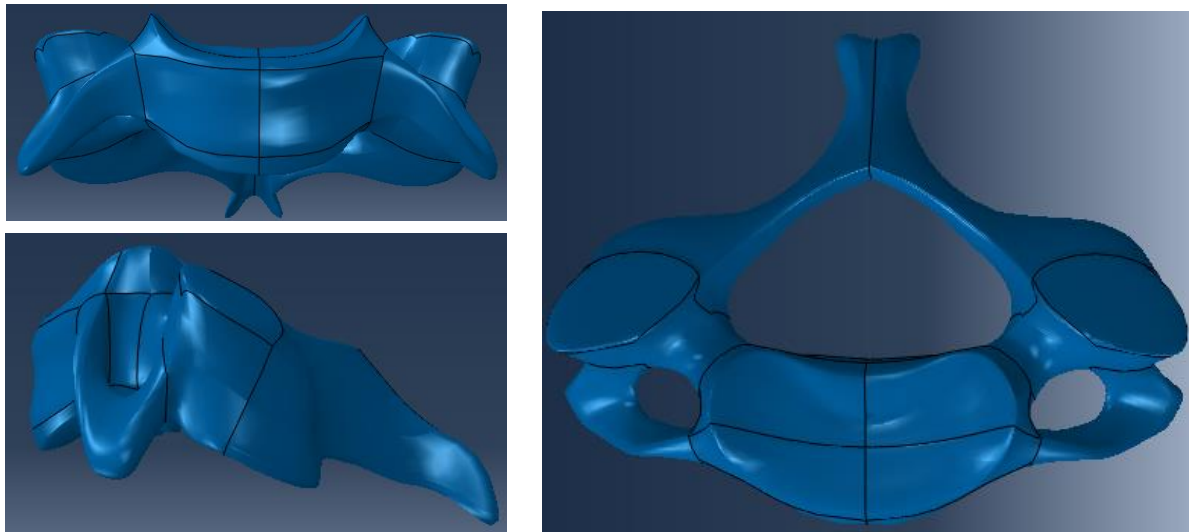


Figura 52 Vistas de planta, alzado y perfil de la vértebra C4 utilizada en el modelo numérico.

- ii) Se ha simplificado el diseño del disco intervertebral. Al igual que las vértebras, los discos intervertebrales también están formados por diferentes secciones. Se ha optado por simular el anillo fibroso y el núcleo pulposo y obviar el resto de secciones, las cuales no son tan relevantes como estas dos (figura 53). El núcleo pulposo se ha diseñado de tal forma que supone el 30% del disco intervertebral.

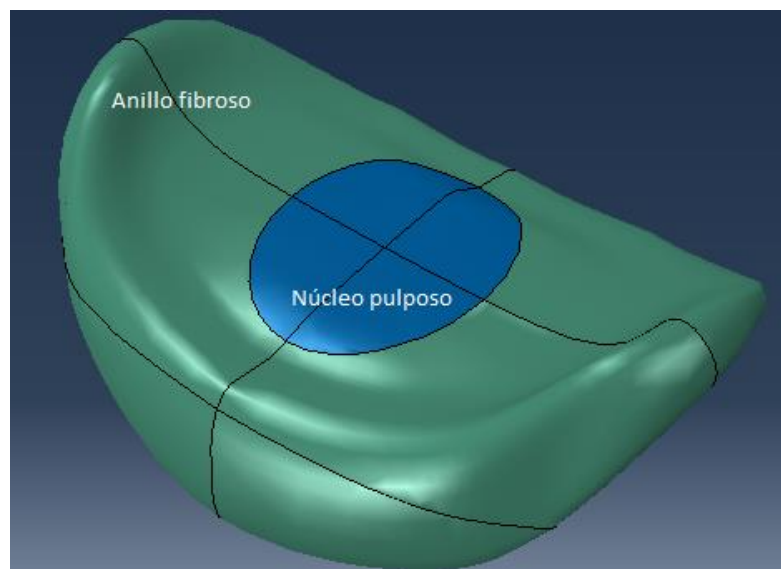


Figura 53 Disco intervertebral y sus secciones utilizado en el modelo numérico.

- iii) El diseño no incluye todos los ligamentos que unen las vértebras. Se han obviado el ligamento longitudinal anterior, amarillo y nual. Sin embargo, se ha simulado el ligamento longitudinal posterior con la intención de aportar al modelo la contribución que tendrían los ligamentos (figura 54).

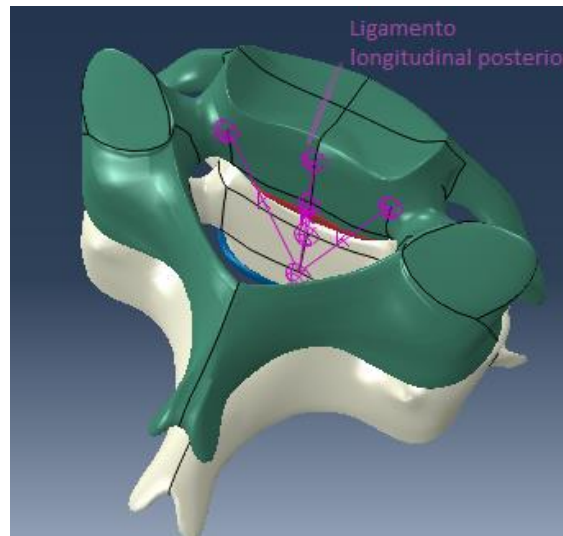


Figura 54 Situación del ligamento longitudinal posterior utilizado en el modelo numérico.

## 4.2 Modelo numérico

### 4.2.1 Propiedades

#### 4.2.1.1 Propiedades mecánicas

Al utilizar en este estudio materiales que se encuentran únicamente en el interior de los seres humanos, no es posible obtener sus propiedades mecánicas antes del propio fallecimiento del individuo. Como se ha explicado anteriormente, los discos intervertebrales están formados en gran parte de agua y colágenos que están directamente relacionados con los hábitos vitales del individuo. Una vez este ha fallecido, la concentración, por ejemplo, de agua disminuye, ofreciendo un comportamiento mecánico diferente a medida que avanza el tiempo. Para evitar esto, las vértebras, discos intervertebrales, ligamentos etc. de los donantes se almacenan en condiciones específicas para que su comportamiento varíe lo menos posible antes de someterlos a experimentos. Aun así, su comportamiento ya no será idéntico al que tenían cuando se encontraban en el cuerpo vivo del donante.

Todo esto hace muy complicado hacer un estudio del tipo que se presenta ya que los resultados no serán universales, sólo darán una imagen del comportamiento de la unidad vertebral de una determinada persona cuyas vértebras y discos intervertebrales tengan características exactas a las utilizadas en este estudio.

Si no es posible realizar la caracterización experimental del material, como en este caso, hay que basarse en propiedades mecánicas de estudios realizados previamente con modelos *post mortem*. Las propiedades de las vértebras y discos intervertebrales varían mucho dependiendo de la literatura escogida. Hay que tener en cuenta que la dureza, resistencia, elasticidad y demás características de estas partes varían enormemente de un ser humano a otro. Su composición está influenciada en gran medida con el sexo, hábitos alimenticios, edad, el desarrollo de la





persona y una infinidad de motivos más. Además, estas propiedades van cambiando a lo largo de la vida de una persona y no son las mismas a los 18 que a los 68, ni incluso a los 30.

Hay multitud de opciones a la hora de simular, en software comercial de MEF, los diferentes materiales. Según el software que se escoja para trabajar, permitirá utilizar materiales con comportamientos diferentes. Elegir un tipo de comportamiento adecuado es fundamental para lograr resultados adecuados.

En la tabla 2 se resumen las características principales de los materiales utilizados. Cabe destacar que no figura la tensión última de rotura del núcleo pulposo. Debido a las propiedades hidrostáticas que tiene el núcleo al estar formado en su mayor parte de agua y colágeno, al someterse a esfuerzos de compresión únicamente aumenta la presión hidrostática que ejerce este sobre el interior del anillo fibroso (como se dijo en 2.4.2), sin producirse ninguna rotura. Se ha demostrado que la influencia del núcleo en la resistencia global del disco es despreciable [7]. Debido a esto se ha modelizado el núcleo pulposo como un sólido homogéneo [26] y no ha sido objeto de análisis de los experimentos.

Tabla 2 Propiedades mecánicas escogidas para validar el modelo numérico

| Elemento       | Tipo de material | Densidad (Kg/mm <sup>3</sup> ) | Módulo de Young (MPa.) | Coeficiente de Poisson | Tensión última de rotura (MPa.) |
|----------------|------------------|--------------------------------|------------------------|------------------------|---------------------------------|
| Anillo fibroso | Sólido homogéneo | 1,10*10 <sup>-6</sup> [26]     | 2,56 [26]              | 0,40 [26]              | 11,0 (Compresión) [20]          |
|                |                  |                                |                        |                        | 3,2±0,2 (Tensión) [17]          |
| Núcleo pulposo | Sólido homogéneo | 1,02*10 <sup>-6</sup> [26]     | 1,00 [26]              | 0,49 [26]              | -                               |
| Hueso cortical | Sólido homogéneo | 1,90*10 <sup>-6</sup> [5]      | 16.800 [5]             | 0,30 [5]               | 117,0 ± 17,3 [8]                |
| Ligamentos     | Spring           | K=230 N/mm*                    |                        |                        | -                               |

\*Se ajustó el valor de la K de los ligamentos hasta perfeccionar el modelo debido a que no se han simulado todos los ligamentos



#### 4.2.1.2 Condiciones de contorno e interacciones

Un sistema de coordenadas local fue establecido para definir la dirección de cada carga (figura 55). El eje Y (dirección superior-inferior) fue definido como el eje que une los centros de las vértebras (eje Y superior positivo). La dirección lateral (eje X derecho positivo) fue definido por la dirección anatómica lateral, y la dirección anterior-posterior (eje Z anterior positivo) fue definido como el eje ortogonal a X e Y.

La vértebra inferior (C5) debía tener sus movimientos restringidos en su cara inferior. Sin embargo, en el modelo CAD, la superficie que forma la base inferior de la vértebra también abarca parte del lateral de esta (figura 56), por lo que poner un empotramiento en esta superficie sería sobre-restringir la vértebra.

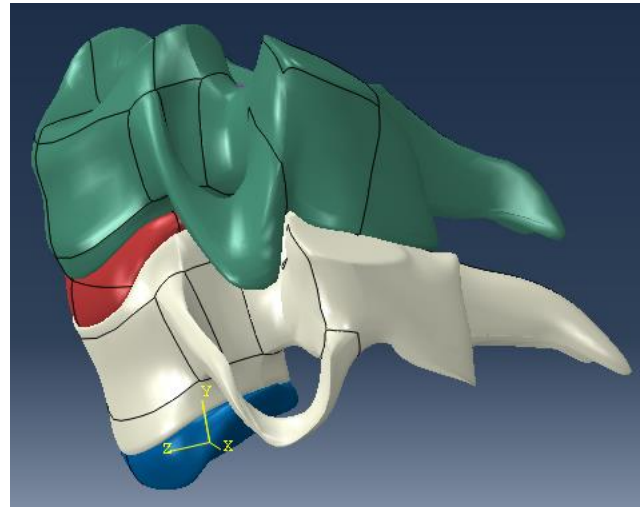


Figura 55 Unidad estructural vertebral C4-C5 utilizada en el modelo numérico.

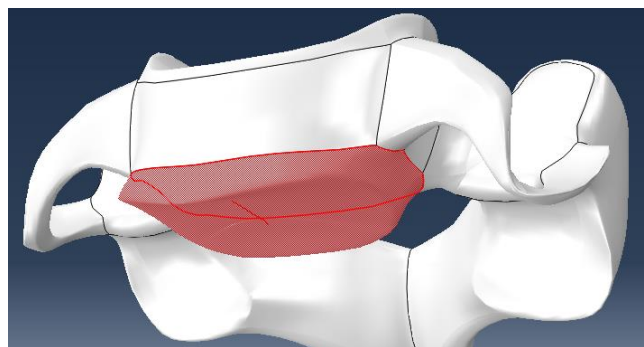


Figura 56 Área inferior de la vértebra C5.

Para solucionar el problema se añadió el disco intervertebral que va situado bajo la vértebra C5 y se le sometió a un empotramiento. El disco intervertebral sólo contacta con la base de la C5, por lo que con una interacción de tipo “Tie” se consigue transmitir las condiciones del empotramiento a la base de la C5 tal y como se buscaba.

Respecto a las interacciones entre piezas, todas ellas cuentan con una interacción “Tie” con las piezas con las que están en contacto. Este tipo de interacción hace que las piezas actúen como si estuvieran pegadas unas con otras. Las propiedades de contacto de esta interacción fueron ajustadas para simular el comportamiento deseado; esto es que las piezas no se atravesaran y que no resbalen unas sobre otras. Se establecían estas condiciones dando al comportamiento tangencial entre piezas una formulación de tipo “Penalty” con coeficiente de fricción 10 (para asegurar no-deslizamiento) y estableciendo el comportamiento normal como “Hard Contact” para forzar que las piezas no se atravesaran entre ellas. Estas características de contacto se asignaron a las interacciones “Tie” logrando el comportamiento deseado.



#### 4.2.1.3 Mallado

Para disponer de una buena malla, con elementos de malla uniformemente distribuidos, se “limpiaron” las piezas y se unieron algunas de las diferentes superficies que las formaban para eliminar así los bordes entre ellas y evitar mallado muy pequeño en las fronteras entre superficies y más grande en el resto de la pieza. Mediante la herramienta “Virtual Topology: Combine faces”, disponible en el módulo “Mesh” de Abaqus, se logró tal efecto. En las figuras 57 y 58 se puede apreciar la diferencia del mallado de una vértebra antes y después de combinar las superficies.

Se utilizaron elementos de mallado de la familia “3D stress” (al ser piezas sólidas tridimensionales), con orden geométrico lineal, y de tipo “Tet free”, es decir elementos de forma tetraédrica con una disposición libre. Este tipo de elemento de malla reciben el nombre en Abaqus de “C3D4”.

Se optó por realizar un mallado más fino (mayor densidad de malla) en las superficies de las vértebras en contacto con el disco intervertebral; es decir, la cara inferior de la vértebra C4 y la faceta superior de la C5. En el resto del cuerpo de las vértebras el mallado es mayor debido a que estas secciones no fueron objeto de estudio en profundidad. Debido a que el disco intervertebral situado bajo la vértebra C5 únicamente se utilizó para restringir los movimientos de esta y no fue objeto de análisis, se le asignó una densidad de malla grande (tabla 3).

Tabla 3 Resumen de los elementos de malla utilizados.

| Pieza                           | Tipo de elemento | Tamaño elementos | Nº elementos | Nº nodos | Densidad malla (elementos / mm <sup>3</sup> ) |
|---------------------------------|------------------|------------------|--------------|----------|---|
| Cuerpo vértebra C4              | C3D4             | 2,0              | 42.051       | 9.892    | 3,63  |
| Superficie inferior vértebra C4 | C3D4             | 1,0              |              |          |   |
| Cuerpo vértebra C5              | C3D4             | 2,3              | 53.053       | 12.297   | 5,18  |
| Superficie superior vértebra C5 | C3D4             | 1,3              |              |          |   |
| Anillo fibroso disco C4C5       | C3D4             | 0,6              | 24.612       | 5.459    | 39,77   |
| Núcleo pulposo disco C4C5       | C3D4             | 0,6              | 5.713        | 1.270    | 33,74   |
| Disco C5C6                      | C3D4             | 1,3              | 11.588       | 2.662    | 10,91   |
| Ligamentos                      | Spring           | -                | -            | -        | -   |

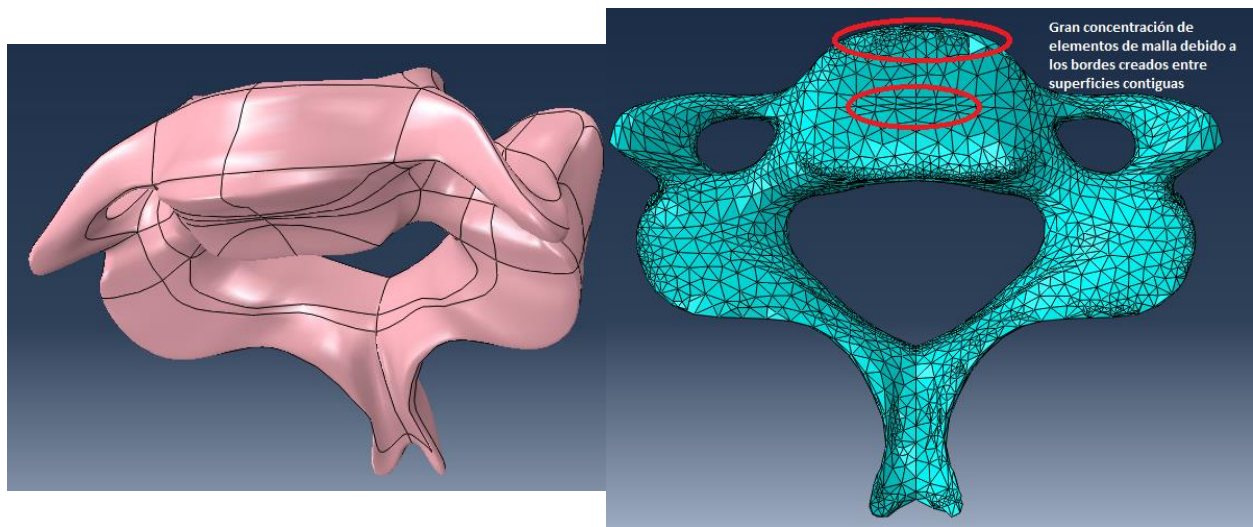


Figura 57 Vértebra C4 y su mallado antes de combinar las superficies.

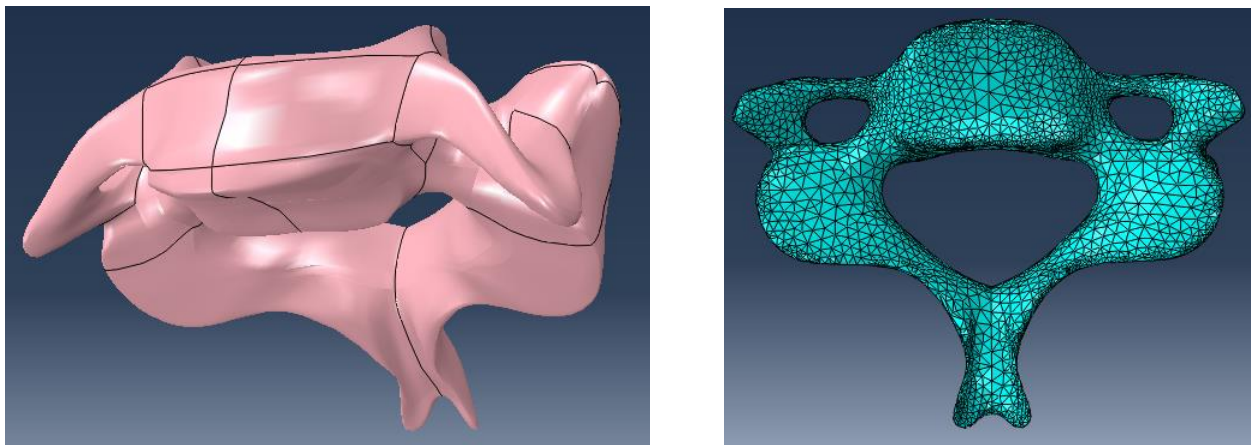


Figura 58 Vértebra C4 y su mallado después de combinar las superficies.

#### 4.2.2 Validación del modelo

El objeto de la validación es el de demostrar la exactitud de un sistema/modelo. Para ello se comparan los resultados que ofrece el modelo desarrollado frente a los resultados de otros modelos similares encontrados en la literatura que pueden estar basados en experimentos reales o en simulaciones previamente validadas.

Ya que el objetivo de este trabajo es estudiar el comportamiento de los discos intervertebrales y vértebras cervicales frente a impactos frontales y traseros, el modelo con el que se ha trabajado ha sido validado estudiando su comportamiento en movimientos de flexión y extensión cervical.

##### 4.2.2.1 Estudios y valores de referencia

Para validar el modelo, se tomó como referencia el desarrollado por Panzer et al. 2009 [\[28\]](#). En este experimento se sometió a las vértebras C4 y C5 a un momento puntual y se estudió la



rotación que éste causaba al conjunto. Las condiciones en las que este momento se ensayaba son las explicadas en el apartado de condiciones de contorno (4.2.1.2).

Panzer et al. 2009 [28] utilizaron para validar sus modelos los resultados de los experimentos de Goel et al. 1998 [15], Panjabi et al. 2001b [27] y Wheeldon et al. 2006 [32]. En estos modelos, se estudiaba la rotación que momentos de 0,3 Nm y 1 Nm aplicados en el centroide de la cara superior de la vértebra C4 causaban al sistema de vértebras y disco, tanto para movimientos de flexión como de extensión.

Los resultados de los tres experimentos pueden encontrarse en la gráfica 1 junto con los resultados del proceso de validación del modelo utilizado.

Como puede observarse, los resultados y las desviaciones estándar de los experimentos comprenden rangos muy amplios. Como se ha mencionado anteriormente, esto es debido a la gran variación entre diferentes personas de las propiedades geométricas y mecánicas de los materiales.

#### 4.2.2.2 Cargas

Para la validación, el modelo se sometió únicamente a dos cargas:

- i) Gravedad: Se introdujo una gravedad de  $-9,81 \text{ m/s}^2$  en el eje Y a todo el conjunto. La gravedad afecta a todo el modelo desde el primer momento de la simulación.
- ii) Momento: Se sometió el conjunto a momentos de 0,3 Nm y 1 Nm. En la literatura utilizada para la validación (Panzer et al. 2009 [28]) esto se hace sometiendo al conjunto a un momento puntual en el centroide de la cara superior de la vértebra C4. Abaqus no permite establecer un momento en un único nodo. Para solucionar esto, se utilizó una interacción de tipo “coupling” entre un punto de referencia creado para la ocasión y las cuatro superficies que forman la cara superior de la C4 en el modelo CAD. Esta interacción permite que las cargas y las reacciones resultantes sean las mismas tanto en el punto de referencia como en los nodos unidos a él. De esta manera a la hora de estudiar las reacciones resultantes se hace de forma muy sencilla ya que sólo se tienen que estudiar las reacciones en el punto de referencia.

En la validación del modelo se simularon cuatro situaciones, introduciendo los momentos en el eje X recogidos en la tabla 4:

Tabla 4 Solicitaciones mecánicas para la validación del modelo.

| Tipo de Movimiento | Momento en eje X (Nmm) |
|--------------------|------------------------|
| Flexion            | 1.000                  |
|                    | 300                    |
| Extension          | -1.000                 |
|                    | -300                   |

El momento no se incluyó de forma instantánea como se hizo con la gravedad debido a que causa un movimiento muy brusco y Abaqus encuentra problemas de cálculo. Se utilizó la función de Abaqus Explicit, la cual divide el problema en pequeños instantes de tiempo y va solucionando las ecuaciones basándose en las soluciones del instante anterior.

El momento fue aplicado progresivamente en un periodo de tiempo de 0,2 segundos (tiempo que dura el Step). Este es el tiempo para el que, según la literatura [\[4\]](#), se alcanzan los máximos desplazamientos de la columna vertebral tras un impacto. Esta condición se introdujo en el apartado “Amplitude” situado en la casilla de diálogo de las características de cargas. Para lograr el comportamiento deseado se introdujeron los datos de la siguiente manera (tabla 5):

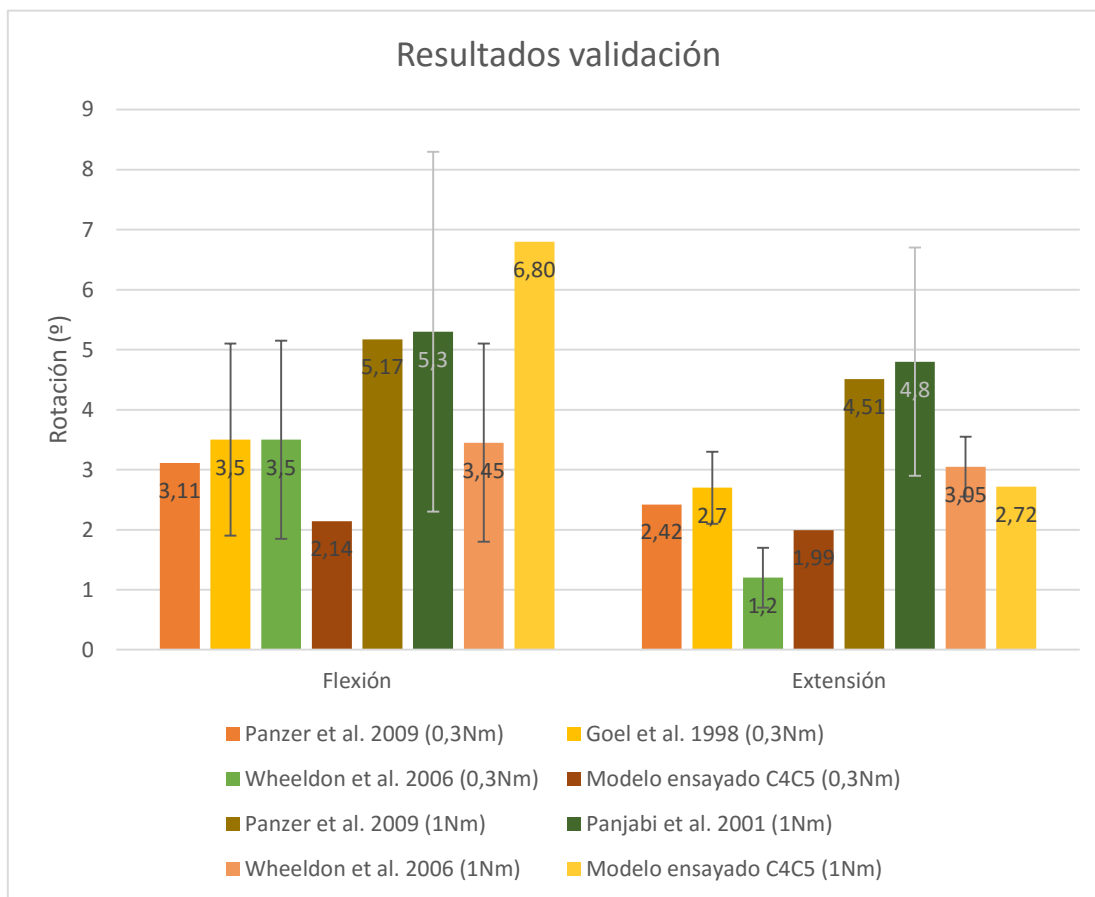
*Tabla 5 Aplicación del momento*

|   | Time/Frequency | Amplitude |
|---|----------------|-----------|
| 1 | 0              | 0         |
| 2 | 0,2            | 1         |

Donde el valor de la amplitud en este caso actúa como factor de multiplicación del momento deseado; es decir si el momento que se quiere alcanzar a los 0,2 segundos es de 1.000 Nmm, esta cantidad se introduce en el cuadro de diálogo de la carga, y en la tabla que define la amplitud se introduce un 1 para que a los 0,2 segundos (tiempo de finalización de la carga), el valor del momento haya ido aumentado linealmente a lo largo del tiempo de simulación hasta alcanzar 1000 Nmm.

#### 4.2.2.3 Resultados de la validación

Los resultados de las cuatro simulaciones pueden verse en la gráfica 1.



Gráfica 1 Comparación de los resultados obtenidos y los valores de referencia.

Como puede verse en la gráfica anterior, el modelo simulado, aunque difiere ligeramente de los resultados medios obtenidos en los experimentos y simulaciones de Panzer et al. 2009 [28], Goel et al. 1998 [15], Panjabi et al. 2001 [27] y Wheeldon et al. 2006 [32], los resultados se encuentran dentro del rango de valores abarcados por las desviaciones típicas de los estos estudios.

Puede observarse que el modelo presenta más rigidez que los modelos de referencia para momentos de 0,3 Nm de flexión y para momentos de extensión de 1 Nm. Por el contrario, el modelo ensayado es algo más elástico que el resto modelos para un momento de flexión de 1 Nm. Para un momento de extensión de 0,3 Nm el modelo se comporta conforme a la media de los valores de referencia.



## 5. Resultados y discusión




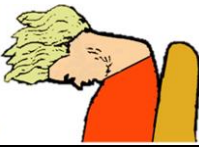
### 5.1 Situaciones ensayadas en este proyecto

En este proyecto se han analizado las reacciones producidas en las vértebras C4 y C5 y en el disco intervertebral situado entre ellas ante movimientos de latigazo cervical. Se han estudiado tres perfiles de personas diferentes:

- Persona joven y sana.
- Persona mayor con degeneración de disco.
- Persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis.

Para cada caso se han estudiado cuatro tipos, de diferente severidad, de latigazo cervical, producidos por dos tipos de impacto; alcance trasero y colisión frontal (tabla 6). Los datos de entrada al sistema para realizar las simulaciones fueron las rotaciones relativas de la vértebra C4 respecto a C5 resultantes de estos impactos tal y como estudiaron Jason B. Fice y Duane S. Cronin [\[4\]](#).

Tabla 6 Tipos de impacto ensayados.

| Tipo de choque   | Movimiento producido en la columna cervical   | Aceleración* | Velocidad aproximada del choque | Rotación relativa C4-C5 <a href="#">[4]</a> |
|--|---|--------------|---------------------------------|---|
| <b>Alcance trasero</b><br>  | <b>Extensión</b><br> | 4 Gs         | 28,0 Km/h                       | 5,1°  |
|  |   | 7 Gs         | 50,0 Km/h                       | 7,9°  |
| <b>Colisión frontal</b><br> | <b>Flexión</b><br>   | 8 Gs         | 56,5 Km/h                       | 4,2°  |
|  |   | 15 Gs        | 105,0 Km/h                      | 11,2°                                       |

\*Nota: 1G=9,81m/s<sup>2</sup>.


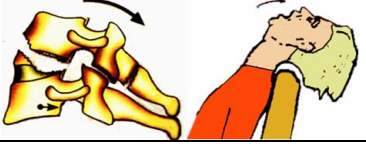
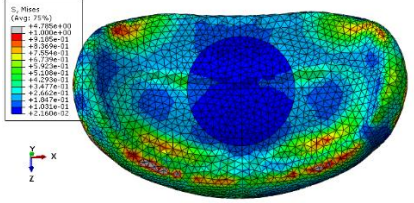
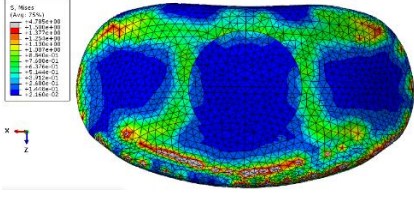
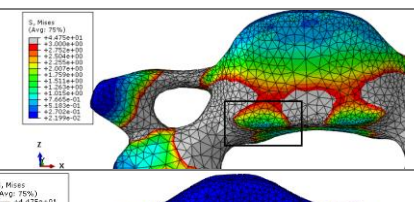
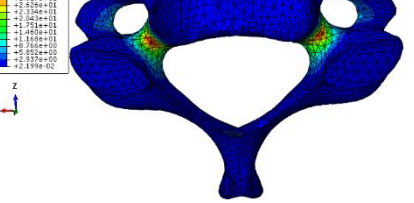
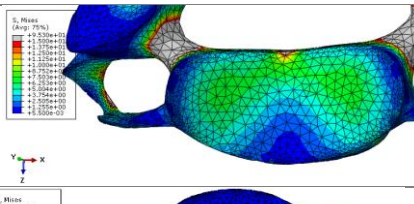
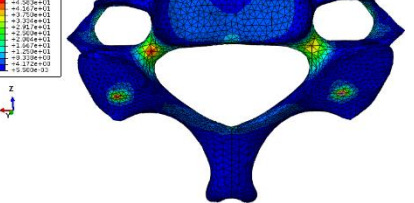
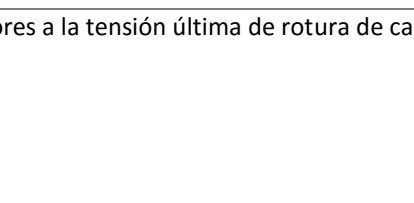

### 5.2 Resultados del modelo con propiedades de una persona joven y sana.

En primer lugar, se han estudiado las reacciones sufridas por una persona joven y sana. Las propiedades mecánicas son las utilizadas durante el proceso de validación y resumidas anteriormente en la tabla 2.

En las tablas 7, 8, 9, y 10, expuestas a continuación, se muestran los valores máximos de tensiones alcanzados en cada elemento que forma el modelo. Para movimientos de flexión se analizan fundamentalmente las zonas delanteras de los discos y de las vértebras y en movimientos de extensión, las zonas traseras; por ser estas zonas las más solicitadas para cada movimiento. Todas las imágenes pueden encontrarse con una mayor definición en el Anexo A.


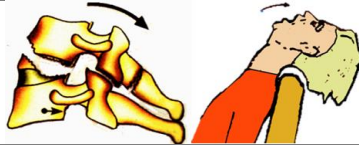


Tabla 7 Tensiones máximas sufridas por una persona joven y sana tras un alcance trasero a 28 Km/h.

| <div> <div> <b>ALCANCE TRASERO</b>  </div> <div> <b>28 Km/h</b> </div> <div> <b>Aceleración de 4Gs</b> </div> <div>  </div> </div> |  |  |  |
|---|--|--|--|
| Elemento  | Zona                                     | Tensión máxima en la zona estudiada (MPa.) | Imagen*<br>*Todas las imágenes se pueden ver en mayor tamaño en el Anexo A           |
| <b>Disco intervertebral C4-C5</b>   | Posterior de la cara superior            | 0,98 (Compresión)                          |    |
|   | Anterior de la cara superior             | 1,51 (Tracción)                            |    |
|   | Posterior de la cara inferior            | 1,47 (Compresión)                          |  |
|   | Anterior de la cara inferior             | 2,80 (Tracción)                            |  |
| <b>Vértebra C4</b>  | Posterior de la cara inferior del cuerpo | 1,87                                       |  |
|   | Toda la vértebra                         | 33,24                                      |  |
| <b>Vértebra C5</b>  | Posterior de la cara superior del cuerpo | 7,27                                       |  |
|   | Toda la vértebra                         | 73,93                                      |  |


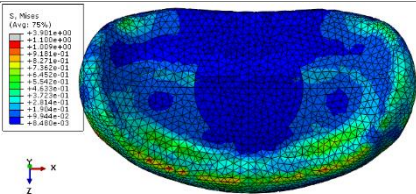
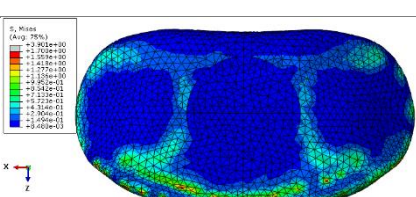
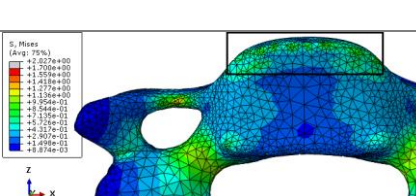
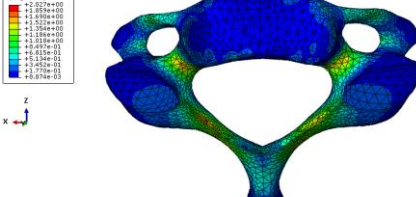
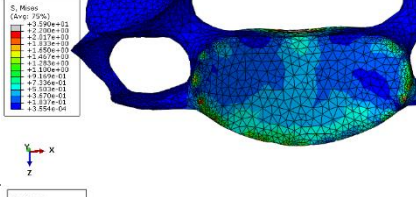
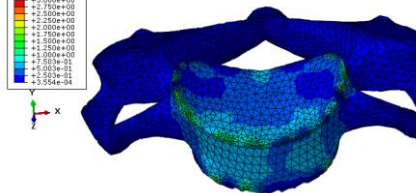
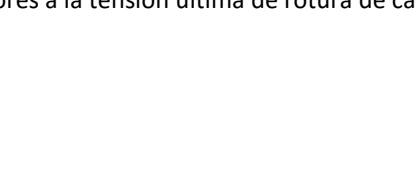

\*En **naranja**, tensiones superiores a la tensión última de rotura de cada elemento

Tabla 8 Tensiones máximas sufridas por una persona joven y sana tras un alcance trasero a 50 Km/h.

| <div>ALCANCE TRASERO</div> <div></div> <div>50 Km/h</div> |                               | <div>Aceleración de</div> <div>7Gs</div>   | <div></div>   |
|--|-------------------------------|--|---|
| Elemento   | Zona                          | Tensión máxima en la zona estudiada (MPa.) | Imagen*<br>*Todas las imágenes se pueden ver en mayor tamaño en el Anexo A  |
| Disco intervertebral C4-C5   | Posterior de la cara superior | 1,52<br>(Compresión)                       | <div><div><div>S, Mises<br/>(Avg: 75%)<br/>+1.877e+00<br/>+1.379e+00<br/>+1.302e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+00<br/>+1.102e+</div></div></div> |

\*En naranja, tensiones superiores a la tensión última de rotura de cada elemento



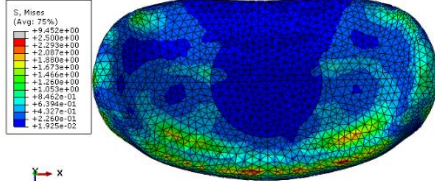
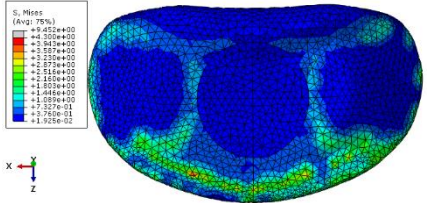
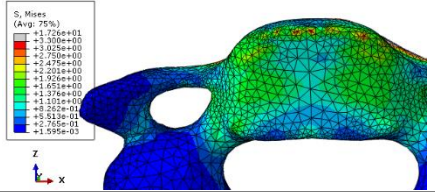
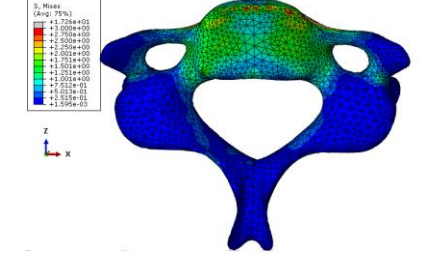
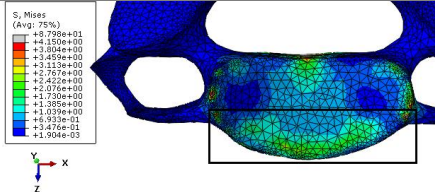
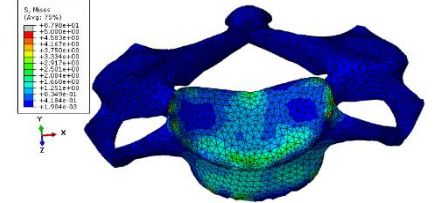
Tabla 9 Tensiones máximas sufridas por una persona joven y sana tras una colisión frontal a 56,5 Km/h.

| COLISIÓN FRONTAL           |  | Aceleración de <u>8Gs</u>                  |  |  |  |
|----------------------------|--|--|--|--|--|
|                            |  |  |  | Imagen*  |  |
| Elemento                   | Zona                                     | Tensión máxima en la zona estudiada (MPa.) | *Todas las imágenes se pueden ver en mayor tamaño en el Anexo A                      |  |  |
| Disco intervertebral C4-C5 | Anterior de la cara superior             | 1,22 (Compresión)                          |    |  |  |
|                            | Posterior de la cara superior            | 0,52 (Tracción)                            |    |  |  |
|                            | Anterior de la cara inferior             | 1,93 (Compresión)                          |  |  |  |
|                            | Posterior de la cara inferior            | 0,61 (Tracción)                            |  |  |  |
| Vértebra C4                | Delantera de la cara inferior del cuerpo | 1,07                                       |  |  |  |
|                            | Toda la vértebra                         | 2,03                                       |  |  |  |
| Vértebra C5                | Delantera de la cara superior del cuerpo | 3,60                                       |  |  |  |
|                            | Toda la vértebra                         | 3,60                                       |  |  |  |

\*En **naranja**, tensiones superiores a la tensión última de rotura de cada elemento



Tabla 10 Tensiones máximas sufridas por una persona joven y sana tras una colisión frontal a 105 Km/h.

| COLISIÓN FRONTAL   |  | Aceleración de 15Gs                        |  |    |  |
|--|--|--|--|--|--|
|  105 Km/h |  |  |  |  |  |
| Elemento   | Zona                                     | Tensión máxima en la zona estudiada (MPa.) |  | Imagen*  |  |
| Disco intervertebral C4-C5   | Anterior de la cara superior             | 2,50 (Compresión)                          |  |    |  |
|  | Posterior de la cara superior            | 1,33 (Tracción)                            |  |  |  |
|  | Anterior de la cara inferior             | 3,73 (Compresión)                          |  |    |  |
|  | Posterior de la cara inferior            | 2,31 (Tracción)                            |  |  |  |
| Vértebra C4  | Delantera de la cara inferior del cuerpo | 3,59                                       |  |  |  |
|  | Toda la vertebra                         | 3,59                                       |  |  |  |
| Vértebra C5  | Delantera de la cara superior del cuerpo | 7,91                                       |  |  |  |
|  | Toda la vertebra                         | 7,91                                       |  |  |  |

\*En naranja, tensiones superiores a la tensión última de rotura de cada elemento



### 5.2.1 Conclusiones parciales obtenidas de los ensayos de una persona joven y sana.

De los resultados obtenidos se pueden obtener destacar dos conclusiones:

- i) Una persona joven y sana no sufriría ninguna lesión importante en un alcance trasero a 28km/h ni en colisiones frontales a 56,5 y 105 km/h (lo equivalente a aceleraciones de 4Gs en extensión, 8 y 15 Gs en flexión). Ninguno de los materiales supera su tensión última de rotura para estos impactos.
- ii) Una persona joven y sana podría sufrir una rotura en la vértebra C5 en un alcance trasero a 50 km/h (aceleración en extensión de 7Gs). Como se observa en la ilustración 12 del anexo A, el hueso cortical situado en el pedículo de esta vértebra podría ver superado su tensión última de rotura al ser esta de  $117,0 \pm 17,3$  [8] y estar sometido una tensión de 131,00 MPa.
- iii) A pesar de no superar la tensión última de rotura de los discos intervertebrales en ninguno de los cuatro casos estudiados, es posible que el paciente sufriera molestias tras los choques por alcance trasero analizados. La tensión a tracción resultante en la zona anterior de la cara inferior del disco en alcances traseros a 28 Km/h y 50 Km/h es de 2,80 Mpa. y 2,86 Mpa. respectivamente. El límite último de rotura de los discos intervertebrales a tracción es de  $3,2 \pm 0,2$  Mpa [8]. Es posible que el paciente sufriera un esguince cervical de tipo I.

### 5.3 Resultados del modelo con propiedades de una persona mayor con degeneración de disco.

En segundo lugar, se han estudiado las reacciones sufridas por una persona mayor con degeneración de disco. Las propiedades mecánicas son las que se muestran en la tabla 11.

Tabla 11 Propiedades mecánicas de una persona mayor con degeneración de disco.

| Elemento       | Densidad<br>(Kg/mm <sup>3</sup> ) | Módulo de<br>Young (MPa.) | Coeficiente<br>de Poisson | Tensión última de<br>rotura (MPa.)                     |
|----------------|-----------------------------------|---------------------------|---------------------------|--|
| Anillo fibroso | 0,85*10 <sup>-6</sup><br>[26]     | 12,29 [26]                | 0,35 [26]                 | 10,6 (Compresión) [17]<br>2,8 ± 0,3 (Tracción)<br>[17] |
| Núcleo pulposo | 0,90*10 <sup>-6</sup><br>[26]     | 1,66 [26]                 | 0,40 [26]                 | -  |
| Hueso cortical | 1,80*10 <sup>-6</sup><br>[11]     | 15.000 [11]               | 0,30 [11]                 | 117,0 ± 17,3 [8]                                       |
| Ligamentos     |                                   | K=230 N/mm                |                           | -  |

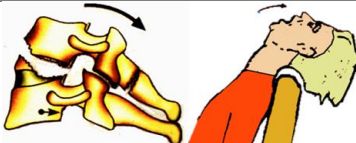

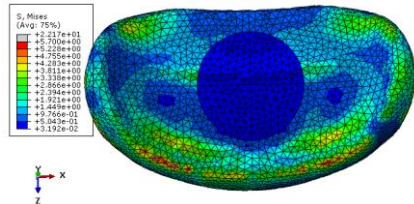
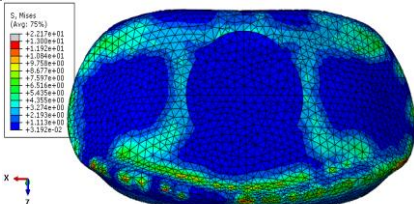
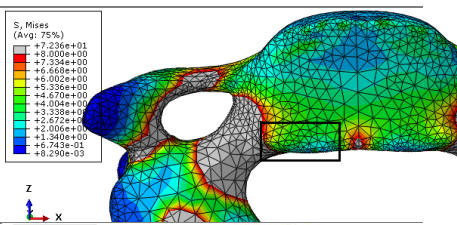
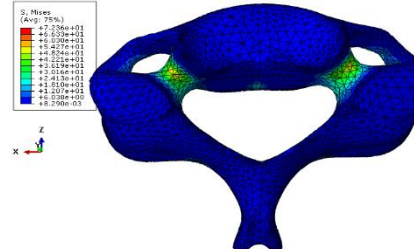
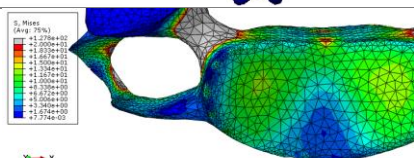
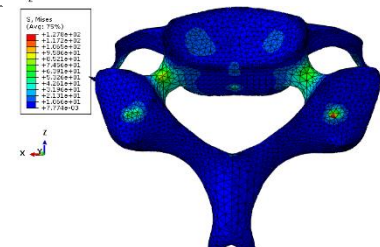
En las tablas 12, 13, 14, y 15, expuestas a continuación, se muestran los valores máximos de tensiones alcanzados en cada elemento que forma el modelo. Para movimientos de flexión se analizan fundamentalmente las zonas delanteras de los discos y de las vértebras y en movimientos de extensión, las zonas traseras; por ser estas zonas las más solicitadas para cada movimiento. Todas las imágenes pueden encontrarse con una mayor definición en el anexo B.

#### 5.3.1 Conclusiones parciales obtenidas de los ensayos de una persona mayor con degeneración de disco.

De los resultados expuestos en las siguientes tablas, se extraen las siguientes conclusiones:

- Una persona mayor con degeneración de disco sufriría lesiones importantes en alcances traseros producidos a velocidades de 28 y de 50 Km/h y en colisiones frontales a 105 Km/h (aceleraciones de extensión de 4 y 7 Gs y flexión de 15 Gs). Resultaría ilesa en una colisión frontal a 56,5 Km/h.
- En ambos alcances traseros estudiados, el disco intervertebral fallaría a esfuerzos de tracción producidos en la zona anterior del disco intervertebral ya que su tensión última de rotura se vería superada ampliamente. El paciente sufriría seguramente un esguince cervical de tipo III y hernia discal.
- En alcance trasero producido a 28 Km/h, la vértebra C5 vería superada su tensión última de rotura en la apófisis articular superior.
- En alcance trasero producido a 50 Km/h, la parte posterior de la cara inferior del disco intervertebral fallaría también debido a esfuerzos de compresión.
- En alcance trasero producido a 50 Km/h, tanto la vértebra C4 como la C5 verían superada su tensión última de rotura en los pedículos.
- En choque frontal a 105 Km/h se superan los límites últimos de rotura, tanto a compresión como a tracción, en el disco intervertebral. El paciente sufriría seguramente un esguince cervical de tipo III y hernia discal.


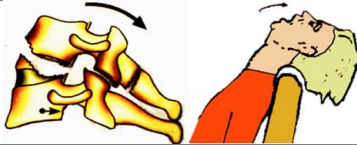
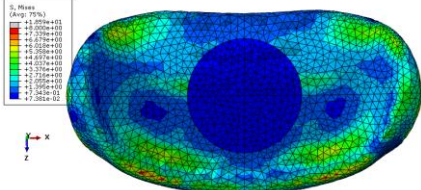
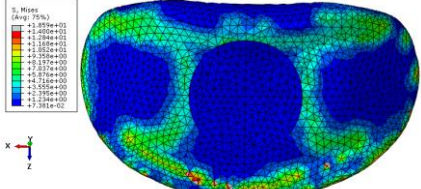
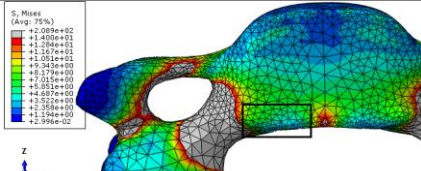
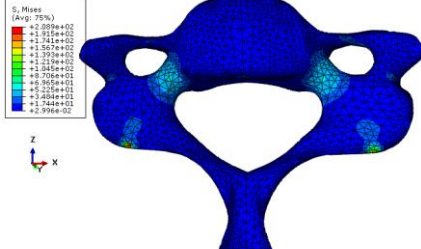
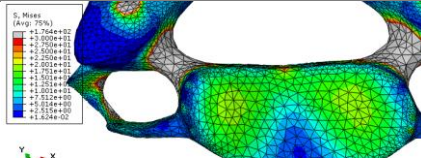
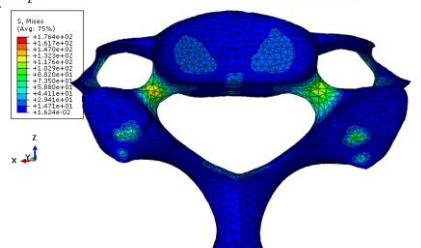
Tabla 12 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco tras un alcance trasero a 28 Km/h.

| ALCANCE TRASERO   |  | Aceleración de 4Gs                         |  |    |  |
|---|--|--|--|--|--|
|  28 Km/h |  |  |  |  |  |
| Elemento  | Zona                                     | Tensión máxima en la zona estudiada (MPa.) |  | Imagen*<br>*Todas las imágenes se pueden ver en mayor tamaño en el Anexo B           |  |
| Disco intervertebral C4-C5  | Posterior de la cara superior            | 4,12 (Compresión)                          |  |    |  |
|   | Anterior de la cara superior             | 7,17 (Tracción)                            |  |  |  |
|   | Posterior de la cara inferior            | 8,77 (Compresión)                          |  |    |  |
|   | Anterior de la cara inferior             | 15,03 (Tracción)                           |  |  |  |
| Vértebra C4   | Posterior de la cara inferior del cuerpo | 5,18                                       |  |  |  |
|   | Toda la vértebra                         | 72,36                                      |  |  |  |
| Vértebra C5   | Posterior de la cara superior del cuerpo | 19,17                                      |  |  |  |
|   | Toda la vértebra                         | 127,81                                     |  |  |  |

\*En naranja, tensiones superiores a la tensión última de rotura de cada elemento


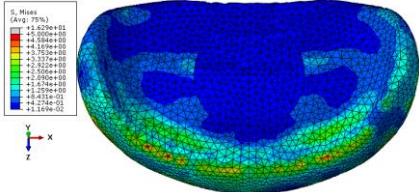
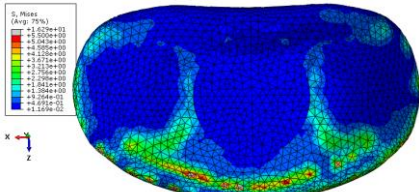
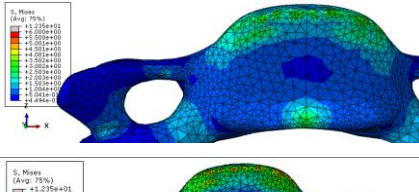
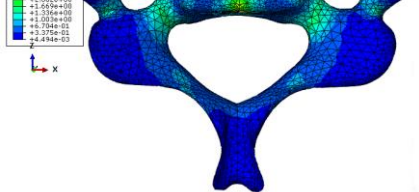
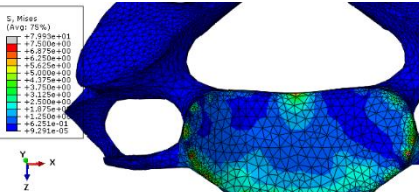
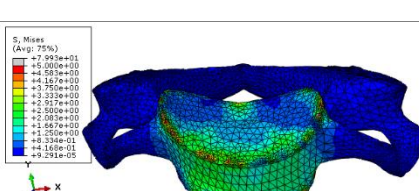


Tabla 13 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco tras un alcance trasero a 50 Km/h.

| <div>ALCANCE TRASERO</div> <div> 50 Km/h</div> |  | <div>Aceleración de</div> <div>7Gs</div>   | <div></div>   |
|---|--|--|---|
| Elemento  | Zona                                     | Tensión máxima en la zona estudiada (MPa.) | Imagen*   |
|   |  |  | *Todas las imágenes se pueden ver en mayor tamaño en el Anexo B                                 |
| Disco intervertebral C4-C5  | Posterior de la cara superior            | 5,63 (Compresión)                          | <div></div>   |
|   | Anterior de la cara superior             | 8,93 (Tracción)                            |   |
|   | Posterior de la cara inferior            | 12,95 (Compresión)                         | <div></div>   |
|   | Anterior de la cara inferior             | 14,36 (Tracción)                           |   |
| Vértebra C4   | Posterior de la cara inferior del cuerpo | 7,99                                       | <div></div> |
|   | Toda la vertebra                         | 208,90                                     | <div></div> |
| Vértebra C5   | Posterior de la cara superior del cuerpo | 24,50                                      | <div></div> |
|   | Toda la vertebra                         | 176,38                                     | <div></div> |


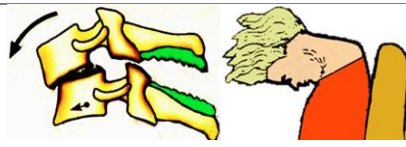
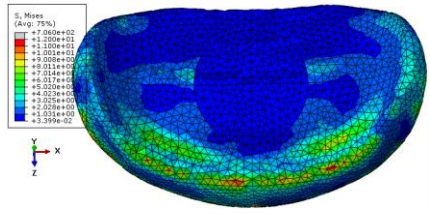
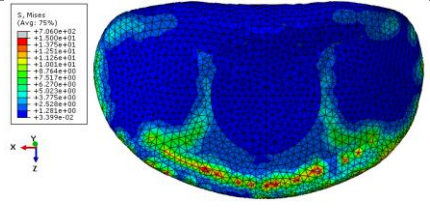
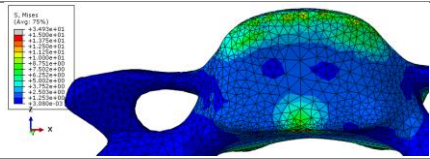
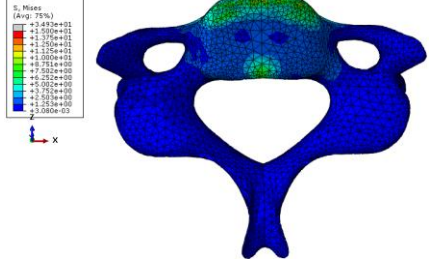
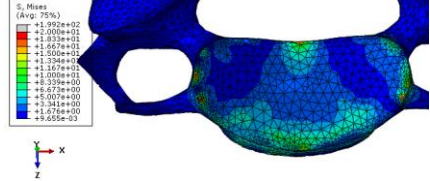
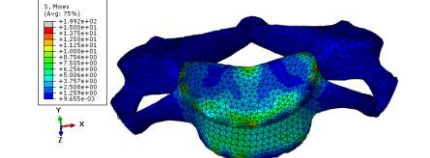
\*En naranja, tensiones superiores a la tensión última de rotura de cada elemento

Tabla 14 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco tras una colisión frontal a 56,5 Km/h.

| COLISIÓN FRONTAL           |  | Aceleración de 8Gs                         |  |  |  |
|----------------------------|--|--|--|--|--|
| Elemento                   | Zona                                     | Tensión máxima en la zona estudiada (MPa.) | Imagen*<br>*Todas las imágenes se pueden ver en mayor tamaño en el Anexo B           |  |  |
| Disco intervertebral C4-C5 | Anterior de la cara superior             | 5,22 (Compresión)                          |    |  |  |
|                            | Posterior de la cara superior            | 1,34 (Tracción)                            |    |  |  |
|                            | Anterior de la cara inferior             | 7,82 (Compresión)                          |  |  |  |
|                            | Posterior de la cara inferior            | 2,31 (Tracción)                            |  |  |  |
| Vértebra C4                | Delantera de la cara inferior del cuerpo | 3,81                                       |  |  |  |
|                            | Toda la vértebra                         | 3,81                                       |  |  |  |
| Vértebra C5                | Delantera de la cara superior del cuerpo | 12,31                                      |  |  |  |
|                            | Toda la vértebra                         | 12,31                                      |  |  |  |

\*En naranja, tensiones superiores a la tensión última de rotura de cada elemento

Tabla 15 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco tras una colisión frontal a 105 Km/h.

| COLISIÓN FRONTAL  |  | Aceleración de 15Gs                        |  | Imagen*  |  |
|---|--|--|--|--|--|
|  |  |  |  |    |  |
| Elemento  | Zona                                     | Tensión máxima en la zona estudiada (MPa.) |  | *Todas las imágenes se pueden ver en mayor tamaño en el Anexo B                      |  |
| Disco intervertebral C4-C5  | Anterior de la cara superior             | 12,57 (Compresión)                         |  |    |  |
|   | Posterior de la cara superior            | 3,23 (Tracción)                            |  |  |  |
|   | Anterior de la cara inferior             | 18,78 (Compresión)                         |  |   |  |
|   | Posterior de la cara inferior            | 10,64 (Tracción)                           |  |  |  |
| Vértebra C4   | Delantera de la cara inferior del cuerpo | 13,72                                      |  |  |  |
|   | Toda la vertebra                         | 13,72                                      |  |  |  |
| Vértebra C5   | Delantera de la cara superior del cuerpo | 33,75                                      |  |  |  |
|   | Toda la vertebra                         | 33,75                                      |  |  |  |

\*En naranja, tensiones superiores a la tensión última de rotura de cada elemento



#### 5.4 Resultados del modelo con propiedades de una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis.

Por último, se han estudiado las reacciones sufridas por una persona con degeneración de disco y osteoporosis. Las propiedades mecánicas son las que se muestran en la tabla 16.

Las propiedades mecánicas de los huesos han sido objeto de numerosos estudios (Reilly et al. 1976 [5]) pero se ha trabajado poco en ver cómo estas propiedades empeoran en huesos que padecen osteoporosis [8]. En este proyecto se ha estudiado la influencia que tiene esta enfermedad en movimientos de latigazos cervicales.


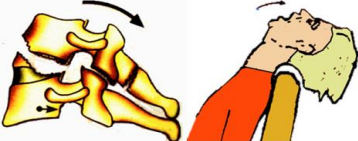
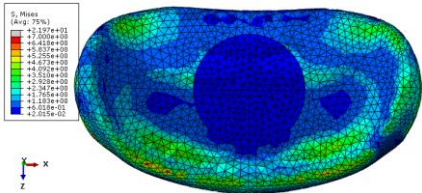
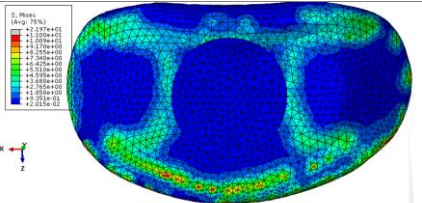
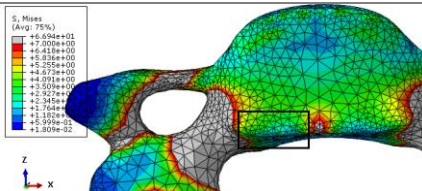
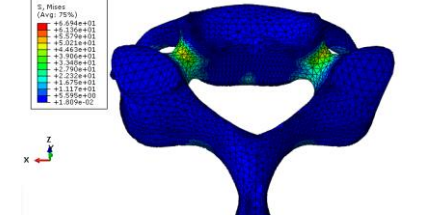
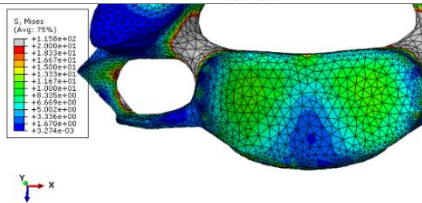
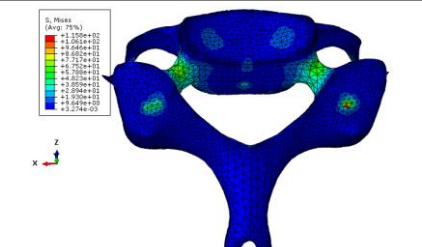
Tabla 16 Propiedades mecánicas propias de una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis.

| Elemento       | Densidad<br>(Kg/mm <sup>3</sup> ) | Módulo de<br>Young (MPa.) | Coefficiente<br>de Poisson | Tensión última de<br>rotura (MPa.)                  |
|----------------|-----------------------------------|---------------------------|----------------------------|---|
| Anillo fibroso | 0,85*10 <sup>-6</sup><br>[26]     | 12,29 [26]                | 0,35 [26]                  | 10,6 (Compresión) [17]<br>2,8 ± 0,3 (Tracción) [17] |
| Núcleo pulposo | 0,90*10 <sup>-6</sup><br>[26]     | 1,66 [26]                 | 0,40 [26]                  | -   |
| Hueso cortical | 1,42*10 <sup>-6</sup> [8]         | 11.500 [8]                | 0,30 [8]                   | 95,1 ± 33,8 [8]                                     |
| Ligamentos     |                                   | K=230 N/mm                |                            | -   |

En las tablas 17, 18, 19, y 20, expuestas a continuación, se muestran los valores máximos de tensiones alcanzados en cada elemento que forma el modelo. Para movimientos de flexión se analizan fundamentalmente las zonas delanteras de los discos y de las vértebras y en movimientos de extensión, las zonas traseras; por ser estas zonas las más solicitadas para cada movimiento. Todas las imágenes pueden encontrarse con una mayor definición en el anexo C.


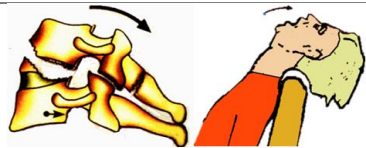
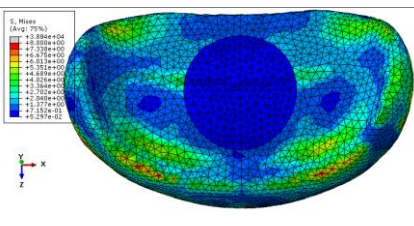
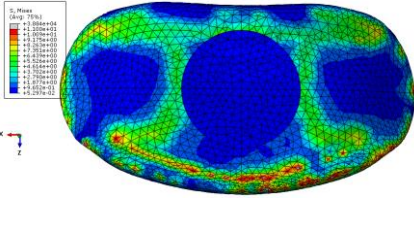
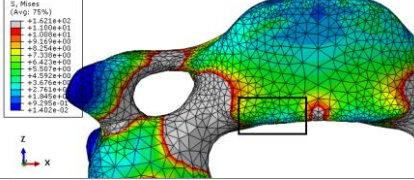
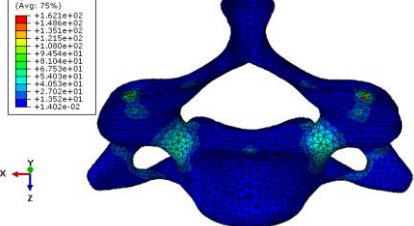
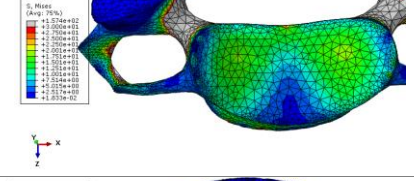
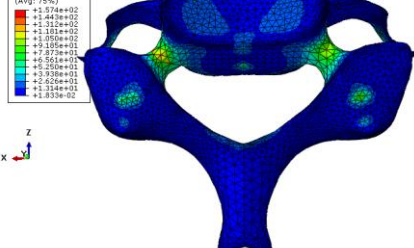


Tabla 17 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis tras un alcance trasero a 28 Km/h.

| <div> <div>ALCANCE TRASERO</div>  <div>28 Km/h</div> </div> |  | <div> <div>Aceleración de</div> <div>4Gs</div> </div> |             |  |
|--|--|---|---|--|
| Elemento   | Zona                                     | Tensión máxima en la zona estudiada (MPa.)            | <div>Imagen*</div> <div>*Todas las imágenes se pueden ver en mayor tamaño en el Anexo C</div> |  |
| Disco intervertebral C4-C5   | Posterior de la cara superior            | 3,89 (Compresión)                                     |             |  |
|  | Anterior de la cara superior             | 7,07 (Tracción)                                       |   |  |
|  | Posterior de la cara inferior            | 5,85 (Compresión)                                     |            |  |
|  | Anterior de la cara inferior             | 13,07 (Tracción)                                      |   |  |
| Vértebra C4  | Posterior de la cara inferior del cuerpo | 4,64  |           |  |
|  | Toda la vértebra                         | 66,94   |           |  |
| Vértebra C5  | Posterior de la cara superior del cuerpo | 18,64   |           |  |
|  | Toda la vértebra                         | 115,75  |           |  |



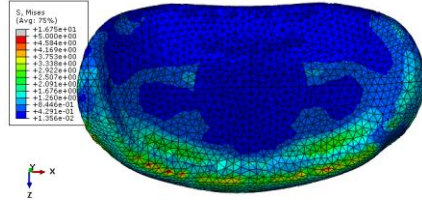
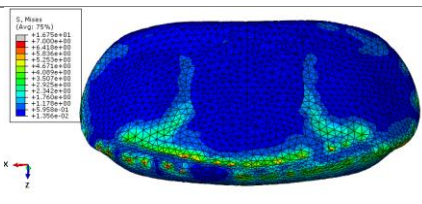
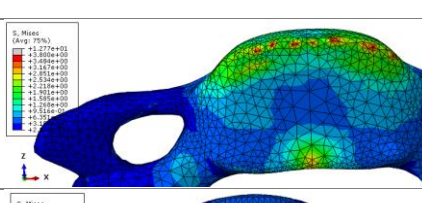
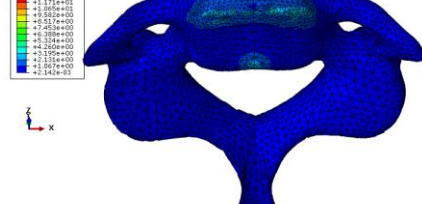
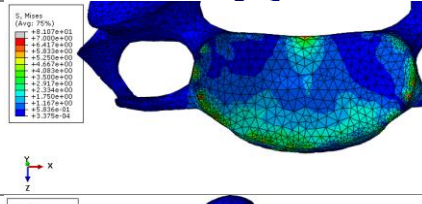
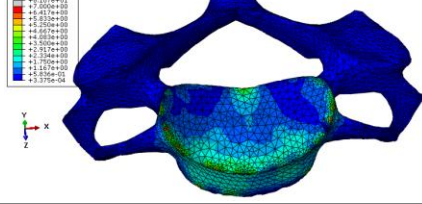
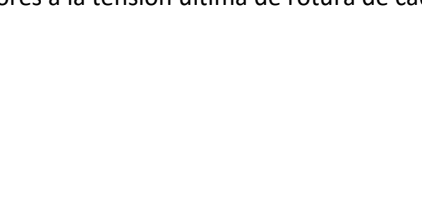

\*En naranja, tensiones superiores a la tensión última de rotura de cada elemento

Tabla 18 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis tras un alcance trasero a 50 Km/h.

| <div> <div>ALCANCE TRASERO</div>  </div> |  | <div> <div>Aceleración de 7Gs</div>  </div> |  |
|---|--|---|--|
| 50 Km/h   |  | 7Gs   |  |
| Elemento  | Zona                                     | Tensión máxima en la zona estudiada (MPa.)  | Imagen*  |
| Disco intervertebral C4-C5  | Posterior de la cara superior            | 5,72 (Compresión)   |    |
|   | Anterior de la cara superior             | 8,91 (Tracción)   |  |
|   | Posterior de la cara inferior            | 11,52 (Compresión)  |   |
|   | Anterior de la cara inferior             | 20,05 (Tracción)  |  |
| Vértebra C4   | Posterior de la cara inferior del cuerpo | 8,40  |  |
|   | Toda la vertebra                         | 162,06  |  |
| Vértebra C5   | Posterior de la cara superior del cuerpo | 24,10   |  |
|   | Toda la vertebra                         | 157,45  |  |

\*En naranja, tensiones superiores a la tensión última de rotura de cada elemento



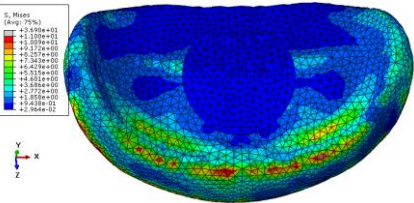
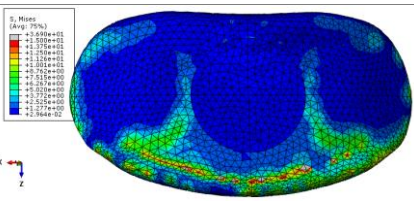
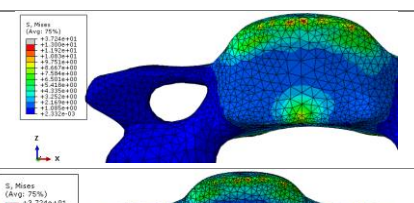
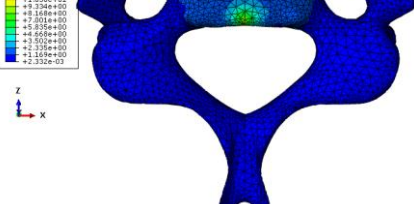
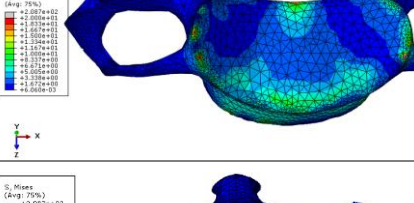
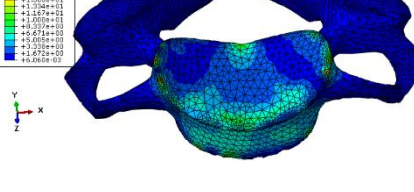
Tabla 19 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis tras una colisión frontal a 56,5 Km/h.

| COLISIÓN FRONTAL  |  | Aceleración de <u>8Gs</u>                  |  |    |  |
|---|--|--|--|--|--|
|  56,5 Km/h |  |  |  |  |  |
| Elemento  | Zona                                     | Tensión máxima en la zona estudiada (MPa.) |  | Imagen*  |  |
| <b>Disco intervertebral C4-C5</b>   | Anterior de la cara superior             | 5,33 (Compresión)                          |  |    |  |
|   | Posterior de la cara superior            | 1,16 (Tracción)                            |  |   |  |
|   | Anterior de la cara inferior             | 10,69 (Compresión)                         |  |  |  |
|   | Posterior de la cara inferior            | 2,41 (Tracción)                            |  |  |  |
| <b>Vértebra C4</b>  | Delantera de la cara inferior del cuerpo | 3,90                                       |  |  |  |
|   | Toda la vertebra                         | 3,90                                       |  |  |  |
| <b>Vértebra C5</b>  | Delantera de la cara superior del cuerpo | 11,64                                      |  |  |  |
|   | Toda la vertebra                         | 11,64                                      |  |  |  |

\*En **naranja**, tensiones superiores a la tensión última de rotura de cada elemento



Tabla 20 Tensiones máximas sufridas por una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis tras una colisión frontal a 105 Km/h.

| COLISIÓN FRONTAL           |  | Aceleración de 15Gs                        |  |   |  |
|----------------------------|--|--|--|--|--|
| Elemento                   | Zona                                     | Tensión máxima en la zona estudiada (MPa.) | Imagen*  |  |  |
|                            |  |  | *Todas las imágenes se pueden ver en mayor tamaño en el Anexo C                      |  |  |
| Disco intervertebral C4-C5 | Anterior de la cara superior             | 12,82 (Compresión)                         |    |  |  |
|                            | Posterior de la cara superior            | 3,30 (Tracción)                            |   |  |  |
|                            | Anterior de la cara inferior             | 18,92 (Compresión)                         |  |  |  |
|                            | Posterior de la cara inferior            | 8,07 (Tracción)                            |  |  |  |
| Vértebra C4                | Delantera de la cara inferior del cuerpo | 14,08                                      |  |  |  |
|                            | Toda la vértebra                         | 14,08                                      |  |  |  |
| Vértebra C5                | Delantera de la cara superior del cuerpo | 34,44                                      |  |  |  |
|                            | Toda la vértebra                         | 34,44                                      |  |  |  |

\*En naranja, tensiones superiores a la tensión última de rotura de cada elemento

#### 5.4.1 Conclusiones parciales obtenidas de los ensayos de una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis.

De los resultados expuestos en las tablas anteriores, se extraen las siguientes conclusiones:

- i) Una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis sufriría lesiones importantes en todas las situaciones estudiadas.
- ii) En ambos alcances traseros estudiados, el disco intervertebral fallaría a esfuerzos de tracción producidos en la zona anterior del disco intervertebral ya que su tensión última de rotura a tracción se vería superada ampliamente. Esto seguramente causaría al paciente un esguince cervical de tipo III y una hernia discal.
- iii) En alcance trasero producido a 28 Km/h, la vértebra C4 podría ver superada su tensión última de rotura en los pedículos y la C5 en la apófisis articular superior.
- iv) En alcance trasero producido a 50 Km/h, la parte posterior de la cara inferior del disco intervertebral fallaría también debido a los esfuerzos de compresión.
- v) En alcance trasero producido a 50 Km/h, tanto la vértebra C4 como la C5 verían superada su tensión última de rotura en los pedículos.
- vi) Para una colisión frontal producida a 56,5 Km/h el disco intervertebral vería superada su tensión última de rotura a compresión en la zona anterior de la cara inferior, siendo este el único fallo producido en este impacto. Este fallo seguramente causaría al paciente un esguince cervical de tipo III y una hernia en el disco.
- vii) En colisión frontal a 105 Km/h se superan los límites últimos de rotura, tanto a compresión como a tracción, en el disco intervertebral, lo que causaría al paciente un esguince cervical de tipo III y una hernia discal.

#### 5.5 Conclusiones globales de todos los escenarios analizados

Una vez analizados los resultados de los impactos para cada perfil de persona, pueden compararse los resultados de los tres perfiles y sacar las siguientes conclusiones:

- i) La probabilidad de sufrir lesiones por fractura de vértebras es mucho mayor en alcances traseros, que producen movimientos de hiperextensión, que en colisiones frontales (movimientos de hiperflexión), tal y como se mencionó en el apartado 2.7.3. En cinco de los seis casos estudiados por alcance trasero se supera la tensión última de rotura en una o en las dos vértebras. En ninguno de los seis casos estudiados por colisión frontal se supera la tensión última de rotura del hueso cortical, a pesar de producirse los impactos a velocidades mayores que en los casos de alcance trasero. Según algunos estudios <sup>[31]</sup>, el 48% de las fracturas de vértebras cervicales se producen por un mecanismo de hiperextensión (frente a un 32% por movimientos de hiperflexión y un 30% por flexión lateral). Esto queda demostrado en este proyecto.



- ii) La probabilidad de sufrir lesiones por fractura de disco intervertebral es mayor en alcances traseros, que producen movimientos de hiperextensión, que en colisiones frontales (movimientos de hiperflexión).  
En cuatro de los seis casos estudiados por alcance trasero se supera la tensión última de rotura en el disco intervertebral (ya sea a tracción o a compresión).  
Sólo en tres de los seis casos estudiados por colisión frontal se supera la tensión última de rotura del disco intervertebral, ya sea a tracción o compresión, a pesar de producirse los impactos a velocidades mayores que en los casos de alcance trasero.
- iii) De i) y de ii) se deduce que los movimientos cervicales de hiperextensión son más críticos para el ser humano que los de hiperflexión. Esto se debe a la geometría de las vértebras. En movimientos de flexión las apófisis espinosas de las vértebras se separan las unas de las otras dejando más espacio entre ambas vértebras. Sin embargo, en movimientos de extensión, las apófisis tienden a chocarse, causando tensiones mucho mayores debido a esta interacción y limitando el movimiento de las vértebras.  
Además, se han observado menos fallos de materiales en los movimientos de hiperflexión que en los de hiperextensión a pesar de ensayarse los primeros a mayores velocidades de impacto.
- iv) El mecanismo de fractura en las vértebras responde al comportamiento del efecto palanca. Como puede observarse en las imágenes, en los movimientos de extensión, las apófisis articulares inferiores de la vértebra C4 apoyan en las apófisis articulares superiores de la C5. Se produce así, un momento en la parte delantera del cuerpo de la C5 y se concentran las tensiones en los pedículos al ser estos los elementos de menor sección transversal de las vértebras y actuando como concentradores de tensiones.
- v) La causa más común de fallo en el disco intervertebral es debido a la superación de la tensión última de rotura a tracción de sus fibras.  
En todos los casos, salvo en el de colisión frontal a 56,5 Km/h para personas mayores con degeneración de disco y con osteoporosis, siempre que el disco falla a compresión, también falla a tracción. Esto es lógico ya que como puede verse en las tablas 1, 11 y 16, la resistencia a tracción de los discos es bastante menor que a compresión.
- vi) En todos los ensayos de colisión frontal, las máximas tensiones en la vértebra C4 se producen en la zona delantera de la parte inferior del cuerpo vertebral, a excepción del ensayo de colisión frontal a 56,5 Km/h en una persona joven y sana, donde la máxima tensión en la C4 se alcanza en uno de los pedículos.
- vii) En los ensayos de colisión frontal a 56,5 Km/h no se produce el fallo de ninguno de los elementos para personas jóvenes ni mayores con degeneración de disco, y sólo se supera la tensión última de rotura a compresión, en la zona anterior de la cara inferior del disco intervertebral para pacientes mayores que sufren osteoporosis.
- viii) En todos los impactos estudiados, las tensiones en todos los elementos de una persona mayor con degeneración de disco aumentan respecto a las de una persona joven y sana. Esto se debe a la deshidratación que sufre el disco con la edad y a la pérdida de elasticidad asociada a ella.

- ix) A pesar de que las tensiones alcanzadas en pacientes mayores con degeneración de disco con y sin osteoporosis son parecidas, los huesos de los primeros se encuentran más cerca de alcanzar su tensión última de rotura.

Tabla 21 Resumen de los fallos en las distintas secciones para los escenarios estudiados.

| Perfil estudiado               | Persona joven y sana |             |             | Persona mayor        |             |             | Persona mayor con osteoporosis |             |             |
|--------------------------------|----------------------|-------------|-------------|----------------------|-------------|-------------|--------------------------------|-------------|-------------|
| Sección analizada<br>Escenario | Disco intervertebral | vértebra C4 | vértebra C5 | Disco intervertebral | vértebra C4 | vértebra C5 | Disco intervertebral           | vértebra C4 | vértebra C5 |
| Alcance trasero 4Gs            | ✓ 93%                | ✓ 33%       | ✓ 74%       | ✗                    | ✓ 73%       | ✗           | ✗                              | ✗           | ✗           |
| Alcance trasero 7Gs            | ✓ 95%                | ✓ 50%       | ✗           | ✗                    | ✗           | ✗           | ✗                              | ✗           | ✗           |
| Colisión frontal 8Gs           | ✓ 5%                 | ✓ 2%        | ✓ 4%        | ✓ 92%                | ✓ 4%        | ✓ 12%       | ✗                              | ✓ 6%        | ✓ 19%       |
| Colisión frontal 15Gs          | ✓ 83%                | ✓ 4%        | ✓ 8%        | ✗                    | ✓ 14%       | ✓ 34%       | ✗                              | ✓ 23%       | ✓ 56%       |

Con ✗ se marcan los fallos por rotura.

Con ✓ se indica el porcentaje de acercamiento a la tensión última de rotura.



## 6. Conclusiones generales y desarrollos futuros

### 6.1 Conclusiones generales

Tras haber realizado este trabajo, a la vista de los resultados obtenidos se pueden extraer las siguientes conclusiones sobre este trabajo:

- Se ha desarrollado, mediante el código comercial Abaqus, un modelo numérico de la unidad vertebral humana compuesta por las vértebras cervicales C4, C5 y por el disco situado entre ellas, especialmente pensado para el estudio de los efectos producidos por un latigazo cervical.
- Además, se ha revisado la bibliografía existente relacionada con el tema, así como las posibilidades que ofrece el software utilizado para abordar este tipo de problemas.
- El modelo desarrollado ha permitido simular latigazos cervicales de diferente severidad y comparar los resultados de las reacciones producidas en vértebras y disco para tres perfiles diferentes de humanos; personas jóvenes, personas mayores con degeneración de disco y personas mayores con degeneración de disco y osteoporosis.
- En cuanto a la probabilidad de sufrir lesiones, se ha obtenido que es mucho mayor en alcances traseros que en colisiones frontales.
- En relación a los mecanismos y causas de fallo, en el caso de las vértebras el mecanismo de fractura responde al comportamiento del efecto palanca producido entre ambas vértebras y acumulando tensiones en los pedículos, mientras que, en el disco intervertebral, la causa más común de fallo es la superación de la tensión última de rotura a tracción de sus fibras.
- En cuanto a las diferencias según la edad de la persona estudiada, se comprueba que una persona mayor sufrirá lesiones en accidentes para los cuales una persona joven no sufrirá ningún daño relevante.
- Por último, en cuanto a las personas mayores que sufren osteoporosis, se comprueba que los daños no serán muy diferentes respecto a una persona mayor sin osteoporosis, aunque sus vértebras estarán más cerca de alcanzar la tensión última de rotura.

### 6.2 Desarrollos futuros

Tomando como base los resultados obtenidos de la elaboración de este trabajo, se puede profundizar en el tema mediante el estudio de otras situaciones de impacto o mediante la introducción en las simulaciones de otras secciones o elementos de la columna vertebral. Se exponen a continuación propuestas sobre las que realizar trabajos futuros en este campo en el que aún hay mucho terreno que investigar.

- i) Simulación e introducción de todos los ligamentos presentes entre las vértebras y de todas las secciones de vértebras y discos intervertebrales.
- ii) Estudio de reacciones y consecuencias en vértebras y discos intervertebrales ante impactos laterales.
- iii) Comparación del efecto de los reposacabezas tradicionales y los activos frente a impactos como los simulados en este trabajo.

Este estudio consistiría en analizar las reacciones sufridas en cráneo y vértebras cervicales superiores al impactar la cabeza contra el reposacabezas. La detención del movimiento de flexión provocado por los reposacabezas, se produce de forma brusca. Debido a la inclinación de los reposacabezas activos para detener el movimiento cuanto antes, la velocidad de impacto de la cabeza es menor que la velocidad de impacto de esta contra reposacabezas tradicionales.

- iv) Introducción en las simulaciones de los efectos que tendrían los músculos de la espalda. Se podrían simular los músculos presentes en la columna cervical y ver la influencia de estos frente a este tipo de impactos teniendo en cuenta la disposición de la persona a sufrir el impacto (pretensando los músculos en momentos previos al impacto).
- v) Estudio de las reacciones experimentadas en la totalidad de la columna cervical frente a impactos frontales y traseros como los estudiados en este trabajo.



Figura 59 Columna vertebral al completo exportada a Abaqus.

- vi) Análisis de las consecuencias derivadas de los mismos escenarios de impacto estudiados en este trabajo que sufriría una persona con la postura adaptada para dormir en el asiento del coche tal y como se muestra en la figura 60.



Figura 60 Posición típica al dormir en el asiento trasero de un coche durante un trayecto largo. [48]

- vii) Reacciones experimentadas frente a los mismos escenarios de impacto estudiados en este trabajo en adolescentes, niños y bebés.



## 7. Planificación y presupuesto

### 7.1 Planificación

Se presenta a continuación la planificación y etapas que se han seguido para la realización de este proyecto. Se divide la elaboración del proyecto en siete grandes etapas, cada una compuesta por sus respectivas tareas.

#### 1. Búsqueda de información relevante a la temática del proyecto y propuestas de ideas:

Se destinó aproximadamente una semana para recabar información sobre el estado del arte en biomecánica referente a la columna vertebral.

Posteriormente se propusieron ideas sobre el proyecto a realizar acompañadas de lecturas de artículos científicos relacionados con el tema. Hubo que desechar algunas ideas por ser demasiado ambiciosas (dados los medios disponibles) y otras por no encontrar en la literatura información suficiente como para realizar un proyecto de este estilo.

La idea final del proyecto surgió tras un proceso de análisis de la sociedad actual. Debido a la cantidad de muertes que se producen al año en las carreteras del mundo entero y al impacto emocional y económico que esto provoca, se consideró que realizar un estudio sobre lo que ocurre en uno de los accidentes más comunes podía ser interesante. Además, dado que los latigazos cervicales tienen su máxima influencia en la columna cervical, esto fue perfecto para realizar un proyecto académico ya que permite centrarse únicamente en una parte de la columna vertebral y no en toda, lo que llevaría demasiado tiempo y es inviable dado los medios disponibles.

**Tiempo total estimado:** 24 horas.

#### 2. Trabajo sobre el modelo geométrico:

Durante esta etapa se instaló el software comercial que iba a ser necesario para realizar el proyecto; AbaqusCAE® y SolidEdge®.

Se aislaron las vértebras y disco intervertebral objeto del estudio en SolidEdge® y se cambió el formato del modelo CAD para que este pudiera ser importado a AbaqusCAE®.

Se importó el modelo CAD a AbaqusCAE® y se procedió a hacer la limpieza de las piezas que se mencionó en los apartados [4.1](#) y [4.2](#).

**Tiempo total estimado:** 6 horas.

#### 3. Validación del modelo:

Sin duda esta ha sido una de las más arduas tareas debido a los múltiples factores que conviene simular en el programa de ingeniería asistida por ordenador (CAE) para lograr un comportamiento adecuado en el modelo numérico.

Los softwares comerciales presentes hoy en día tienen multitud de opciones que permiten simular casi cualquier escenario. Esto resulta de muchísima utilidad en el mundo ingenieril, pero tiene como contra natural la dificultad de elegir las condiciones de



contorno, interacciones entre piezas, comportamiento de materiales, tipo de malla etc. adecuadas para su correcto estudio. Hubo que apoyarse en manuales de usuario y foros sobre AbaqusCAE® para conocer en profundidad el programa y obtener el mayor provecho de él.

A lo largo de la elaboración de este proyecto se han simulado más de 100 casos diferentes hasta llegar a las condiciones que más se aproximaban con el comportamiento real de las vértebras y disco intervertebral y, con ello, validar el modelo utilizado.

**Tiempo total estimado:** 70 horas.

**4. Simulación de las condiciones de estudio:**

Una vez validado el modelo se simularon las condiciones que querían analizarse. Aunque hubo que realizar algunos ajustes y retoques, fue una etapa más sencilla y rápida que la de la validación del modelo inicial.

**Tiempo total estimado:** 10 horas.

**5. Elaboración del informe escrito:**

El informe escrito fue una tarea que se realizó en paralelo a casi todas las demás. Desde el momento en el que se decidió el contorno global en el que iba a estar basado el proyecto pudo empezarse a escribir.

Aun así, es la tarea que más tiempo ha ocupado.

**Tiempo total estimado:** 150 horas.

**6. Revisión final:**

Una vez terminadas las simulaciones y plasmados los resultados de estas en el informe, se repasó todo el trabajo realizado con el objetivo de corregir errores y dar un formato adecuado a la presentación.

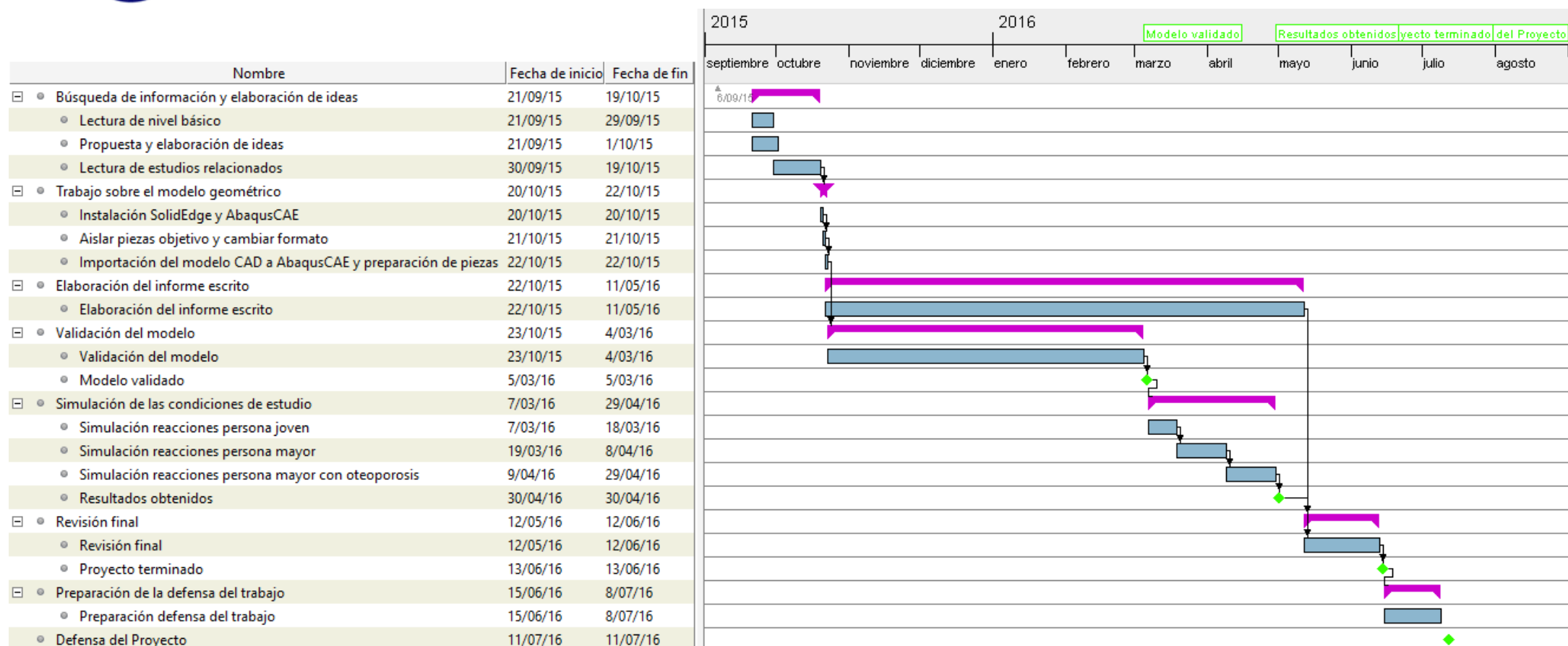
**Tiempo total estimado:** 7 horas.

**7. Preparación de la defensa del trabajo:**

Con el objetivo de transmitir de la mejor manera posible el trabajo llevado a cabo, la importancia de los resultados obtenidos y, en general, la relevancia de este proyecto, se preparó una presentación oral apoyada por elementos visuales.

**Tiempo total estimado:** 24 horas.

Conviene indicar que el tiempo estimado corresponde a horas personales plenamente dedicadas al trabajo. Por ejemplo, la simulación de un caso en el ordenador puede ocupar de media 2 días en los que el ordenador trabaja 24 horas al día, pero el trabajo para establecer las condiciones y dar los *inputs* de esa simulación ha podido llevar media hora de trabajo personal. Esto explica las diferencias de tiempo que se aprecian entre el resumen superior y el diagrama de Gantt de la Gráfica 2.



Gráfica 2 Diagrama de Gantt del proyecto



## 7.2 Presupuesto

Se exponen a continuación los gastos estimados resultantes de la elaboración de este proyecto (tabla 24). Los costes pueden dividirse en tres grupos.

### 7.2.1 Coste de Recursos Humanos

Los gastos expuestos en la tabla 22 se han estimado teniendo en cuenta el trabajo desempeñado por un alumno en último curso del Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales y por la Doctora en Ingeniería que ha supervisado dicho trabajo.

Tabla 22 Costes correspondientes a recursos humanos.

| Concepto                       | Precio/hora (€/h) | Horas | Total (€)     |
|--------------------------------|-------------------|-------|---------------|
| Doctor en ingeniería           | 40                | 40    | 1.600         |
| Estudiante Grado en ingeniería | 15                | 297   | 4.455         |
| <b>TOTAL</b>                   |                   |       | <b>6.055€</b> |

### 7.2.2 Amortización equipos y programas informáticos

En la tabla 23 se plasman los gastos aproximados derivados de la utilización de equipos y software informático. Se ha considerado que tanto las licencias como el equipo informático puede ser usado más allá de la elaboración de este proyecto.

Tabla 23 Coste correspondiente a recursos informáticos.

| Concepto            | Unidades | Precio (€) | Periodo amortización | Uso      | Total (€)        |
|---------------------|----------|------------|----------------------|----------|------------------|
| Licencia Abaqus CAE | 1        | 33.650     | 6 años               | 9 meses  | 4.206,25         |
| Licencia Solid Edge | 1        | 7.000      | 6 años               | 1 mes    | 97,22            |
| Ordenador           | 1        | 800        | 4 años               | 10 meses | 111,11           |
| <b>TOTAL</b>        |          |            |                      |          | <b>4.414,6 €</b> |

### 7.2.3 Gastos de papelería

Se estima un gasto de materiales de oficina y de papelería en torno a los 40€.

Tabla 24 Resumen del presupuesto total de la elaboración del proyecto.

| Concepto                         | Precio (€)        |
|----------------------------------|-------------------|
| Recursos Humanos                 | 6.055             |
| Amortización equipos y programas | 4.414,6           |
| Gastos papelería                 | 40                |
| <b>TOTAL</b>                     | <b>10.509,6 €</b> |

## 8. Bibliografía

### **Tesis, libros, publicaciones y proyectos fin de carrera**

- [1] A. Olayo, Alvaro. *Cráneo y columna vertebral*. MD Medicina interna, Universidad Guthrie, PA, USA.
- [2] A. Hernando, Lorenzo., M. Calvo Menchaca (1999). *Biomecánica del accidente de tráfico*. Puesta al día en urgencias, emergencias y catástrofes. Vol. 1 No. 1 pp 8-13. Departamento Medicina Intensiva. Hospital 12 de octubre. Madrid.
- [3] Angulo Carrere, M<sup>a</sup> Teresa., Dobao Álvarez, Carmen. (2010). *Biomecánica clínica. Biomecánica del hueso*. Reduca (Enfermería, Fisioterapia y Podología), 2 (3), 32-48.
- [4] B. Fice, Jason., S. Cronin, Duane (2012). *Investigation of whiplash injuries in the upper cervical spine using a detailed neck model*. Department of Mechanical Engineering, University of Waterloo.
- [5] Burstein AH., Reilly DT., Martens M. (1946). *Aging of bone tissue: mechanical properties*. J Bone Joint Surg [Am] 1976;58-A:82-6.
- [6] Carnicero, A. *Introducción al método de los elementos finitos*. Universidad Pontificia de Comillas. [Consulta: 04/03/2016]. Disponible en:  
[http://www.iit.comillas.edu/~carnicero/Resistencia/Introduccion\\_al\\_MEF.pdf](http://www.iit.comillas.edu/~carnicero/Resistencia/Introduccion_al_MEF.pdf)
- [7] Derby, Brian., Akhtar, Riaz. (2015). *Mechanical Properties of Aging Soft Tissues*. Springer International Publishing. ISBN: 978-3-319-03969-5.
- [8] Dickenson RP., Hutton WC., Stott JR. (1981). *The mechanical properties of bone in osteoporosis*. J Bone Joint Surg Br. 63-B (2):233-8.
- [9] Duane S. Cronin. (2014). *Finite element modelling of potential cervical spine pain sources in neutral position low speed rear impact*. Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials, Vol. 33, pp 55-66, ISSN 1751-6161.
- [10] A. Zimmermann, Elizabeth., Schaible, Eric., Gludovatz, Bernd., N. Schmidt, Felix., Riedel, Christoph., Krause, Matthias., et al. (2016). *Intrinsic mechanical behavior of femoral cortical bone in young, osteoporotic and bisphosphonate-treated individuals in low- and high energy fracture conditions*. Scientific Reports. Vol. 6. No. 21072.
- [11] F. Gaynor, Evans. *Mechanical properties and histology of cortical bone from younger and older men*. Department of Anatomy, The University of Michigan Medical School.
- [12] *Fracturas de la columna vertebral*. Generalidades. Escuela de ciencias de la salud, Universidad de Oriente, Venezuela.
- [13] Fundación Mapfre. *Estudio sobre el uso del reposacabezas*.



- [14] Garo, A. Arnoux, P.J., Wagnac, E. & Aubin, C.E. (2011). *Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure*. Medical and Biological Engineering and Computing, Vol. 49, No. 12, pp. 1371-9.
- [15] Goel, V. K., Clark, C. R., Harris, K. G., & Schulte, K. R. (1988). Kinematics of the cervical spine: *Effects of multiple total laminectomy and facet wiring*. Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society, 6(4), 611.
- [16] Gordan GS. (1961). *Osteoporosis: diagnosis and treatment*. Tex Med; No. 57: 740-7.
- [17] Harold Franck., Darren Franck (2015). *Forensic Biomechanics and Human Injury: Criminal and Civil Applications - An Engineering Approach*. CRC Press. ISBN 9781482258837.
- [18] Honglei Ma., Feng Zhang., Yu Zhu., Yanhua Xiao., Abrar Wazir. (2014). *Simulation analysis for effects of bone loss on acceleration tolerance of human lumbar vertebra*. Advances in Space Research, Vol. 53, No. 3, pp 585-588. ISSN 0273-1177.
- [19] Illescas Pérez, David. (2009). *Simulación de un choque frontal de un vehículo automóvil contra diferentes tipos de barrera*. Departamento de Ingeniería Mecánica. Universidad Carlos III de Madrid.
- [20] Irving P., Herman. (2007). *Physics of the Human Body*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. ISSN: 1618-7210
- [21] Makin M., Menczel J., Robin G. (1970). *The incidence of fractures of the hip in Jerusalem (1957-66) as an index of osteoporosis*. Barzel VS, ed. Osteoporosis. New York: Grune and Stratton Vol. 164 No. 73.
- [22] L. Buxsein, Mary. *Patogénesis de las Fracturas por fragilidad: Una visión biomecánica*. Orthopedic Biomechanics Laboratory Beth Israel Deaconess Medical Center Boston, MA, EE UU.
- [23] Ming Zhang., Yubo Fan (2014). *Computational Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Taylor and Francis Group. ISBN: 978-1-4665-8803-5.
- [24] Monasterio Uría, Alex. (2008). *Columna Sana*. Barcelona, Editorial Paidotribo. ISBN: 978-84-8019-962-9.
- [25] Muñoz Vázquez, Jorge. (2015). *Modelo numérico de una unidad vertebral funcional humana*. Departamento de Ingeniería Mecánica. Universidad Carlos III de Madrid.
- [26] Natarajan, R. N., Williams, J. R., & Andersson, G. B. J. (2006). *Modelling changes in intervertebral disc mechanics with degeneration*. The Journal of Bone and Joint Surgery. American Vol., 88 No. 2, 36.
- [27] Panjabi, M. M., Crisco, J. J., Vasavada, A., Oda, T., Cholewicki, J., Nibu, K., & Shin, E. (2001). *Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves*. Spine, 26(24), 2692.

- [28] Panzer, M.B. & Cronin, D.S. (2009). *C4-C5 segment finite element model development, validation, and load-sharing investigation*. *Journal of Biomechanics*, Vol. 42, No. 4, pp. 480-490.
- [29] Roche, I. (1997). *Lesiones abdominales. Revue des mecanismes et de la tolerance au choc*. INRETS (Francia). Informe LBSU A 9707.
- [30] Rodríguez Jouvence, Miguel. *Latigazo cervical y colisiones a baja velocidad*. Madrid. Ediciones Díaz de Santos S.A. (2003). ISBN: 978-84-7978-576-5.
- [31] Vera García, Marta. Vizcaíno de Julián, Marta. Talón Moreno, Encarnación. Tituaña Cajamarca, Paola. Nicole Nomballier, Audrey Sonia. Rosell Soria, Nieves. *Fracturas Cervicales*. Afecciones Médico-Quirúrgicas III. 3ª Fisioterapia.
- [32] Wheeldon, J.A., Pintar, F.A., Knowles, S., Yoganandan, N. (2006). *Experimental flexion / extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine*. *Journal of Biomechanics* 39, 375–380.

### Páginas web

- [33] *Abaqus unified FEA complete solutions for realistic simulation*. Simulia. [Consulta: 30/01/2016]. Disponible en:  
<http://www.3ds.com/products-services/simulia/products/abaqus/abaquscae/>
- [34] *Algunos sistemas del sistema locomotor*. Anatomía humana. [Consulta: 04/03/2016]. Disponible en:  
<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/morfo1/osteomorfo.html>
- [35] *Anatomía de la espalda*. El ergonomista. [Consulta: 15/11/2015]. Disponible en:  
<http://www.elergonomista.com/aitor03.htm>
- [36] C. Sasso, Rick y Traynelis, Vincent. *Hernia de Disco Cervical*. Spineuniverse. [Consulta: 28/05/2016]. Disponible en:  
<http://www.spineuniverse.com/espanol/discos-herniados/hernia-disco-cervical>
- [37] Cañaveral, José Miguel. *Sistemas de Seguridad: ¿Qué es el reposacabezas activo?* Motorzoom. [Consulta: 07/03/2016]. Disponible en:  
<http://www.motorzoom.es/mundo-auto/articulo/sistemas-de-seguridad-que-es-el-reposacabezas-activo-video/46685/>
- [38] *¿Cómo colocar el reposacabezas para evitar el latigazo cervical?* RACC. [Consulta: 07/03/2016]. Disponible en:  
<http://consejosconducir.racc.es/es/como-colocar-el-reposacabezas-para-evitar-el-latigazo-cervical>





- [39] Cruz Nativitas, Luis Ángel (2016). *Músculos de la espalda*. Youtube. [Consulta: 25/11/2015]. Disponible en:  
<https://www.youtube.com/watch?v=5e-ARPd0EVU>
- [40] *Disco intervertebral*. Wikipedia. [Consulta: 05/02/2016]. Disponible en:  
[https://es.wikipedia.org/wiki/Disco\\_intervertebral](https://es.wikipedia.org/wiki/Disco_intervertebral)
- [41] Dr. Khoshroo. *MVA & whiplash injuries. What is a whiplash injury?* [Consulta: 17/02/2016]. Disponible en:  
<http://chiropractornorthshore.com/motor-vehicle-accident-injuries-whiplash-icbc-claims/>
- [42] *Esguince cervical*. Trafico accidente. [Consulta: 15/03/2016]. Disponible en:  
[http://www.traficoaccidente.es/salud/esguince\\_cervical.html](http://www.traficoaccidente.es/salud/esguince_cervical.html)
- [43] Esteban Gutiérrez, Gema. *Osteoporosis*. Web consultas. [Consulta: 15/04/2016]. Disponible en:  
<http://www.webconsultas.com/osteoporosis/causas-de-la-osteoporosis-657>
- [44] Fdez-Nespral, Alfonso. *Latigazo Cervical. Recuperando la movilidad del cuello mediante la osteopatía*. Clínica Nespral. [Consulta: 07/03/2016]. Disponible en:  
<http://clinicanespral.es/latigazo-cervical-recuperando-la-movilidad-del-cuello-mediante-la-osteopatia/>
- [45] Hernández, A. *La columna vertebral*. I-natación. [Consulta 05/12/2015]. Disponible en:  
<http://www.i-natacion.com/articulos/fisiologia/columna.html>
- [46] *Hernia de disco en la columna lumbar (Herniated Disk in the Lower Back)*. [Consulta: 15/01/2016]. Disponible en:  
<http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00730>
- [47] <http://media.axon.es/pdf/67962.pdf>
- [48] *Imágenes, Carteles y Desmotivaciones de #comoda*. Desmotivaciones. [Consulta: 01/05/2016]. Disponible en:  
<http://desmotivaciones.es/carteles/comoda/2>
- [49] *Introducción a la Osteoporosis*. [Consulta. 04/03/2016]. Disponible en:  
<http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/1221/1.INTRODUCCION.pdf?sequence=2>
- [50] Jacobsson, L., Lundell, B., Alfredsson. *Protecting against whiplash in rear-end collisions*. [Consulta: 07/03/2016]. Disponible en:  
[www.tech.volvo.se](http://www.tech.volvo.se)
- [51] *La columna cervical*. EUROSPINE, the Spine Society of Europe. [Consulta: 15/11/2015]. Disponible en:  
<http://www.eurospine.org/la-columna-cervical.htm>

- [52] *La columna vertebral humana*. Sabelotodo. [Consulta: 16/11/2015] Disponible en: <http://www.sabelotodo.org/anatomia/columnavertebral.html>
- [53] *La columna vertebral sana*. Sabelotodo. [Consulta: 24/12/2015]. Disponible en: <http://www.sabelotodo.org/anatomia/columnavertebral.html>
- [54] *La historia de los crash test dummies*. Noticias coches. [Consulta: 10/02/2016]. Disponible en: <http://noticias coches.com/noticias-motor/historia-crash-test-dummies/83943>
- [55] *Las vértebras*. Columna vertebral. [Consulta: 10/04/2016]. Disponible en: <http://columnavertebral.net/las-vertebras/>
- [56] *Ligamentos de la columna vertebral*. Columna vertebral. [Consulta: 08/04/2016]. Disponible en: <http://columnavertebral.net/ligamentos-de-la-columna-vertebral/>
- [57] *Medidas de precaución para la prevención del latigazo cervical*. Los problemas de salud [Consulta: 10/03/2016]. Disponible en: <http://www.lasaludes.com/medidas-de-precaucion-para-la-prevencion-del-latigazo-cervical/>
- [58] *Osteoporosis*. Dmedicina. [Consulta: 15/04/2016]. Disponible en: <http://www.dmedicina.com/enfermedades/musculos-y-huesos/osteoporosis.html>
- [59] Pacocostas. *El ABC de la seguridad. Renault 2001*. Youtube [Consulta: 07/03/2016]. Disponible en: <https://www.youtube.com/watch?v=2-dOJT74g8c>
- [60] *¿Qué es la Hernia Discal?* Tuespaldasana. [Consulta: 28/05/2016]. Disponible en: <http://www.tuespaldasana.com/dolencia/hernia-discal/tema/que-es-la-hernia-discal>
- [61] *Rizólisis: tratamiento de radiofrecuencia para problemas vertebrales*. Tu lesión. [Consulta: 05/04/2016]. Disponible en: [http://tulesion.com/tratamientorizolisis tratamiento de radiofrecuencia para problemas vertebrales.3php](http://tulesion.com/tratamientorizolisis_tratamiento_de_radiofrecuencia_para_problemas_vertebrales.3php)
- [62] Rtve. *Cada día fallecen en el mundo 3.500 personas en accidentes de tráfico y 100.000 resultan heridas*. Radio televisión española. [Consulta: 15/01/2016]. Disponible en: <http://www.rtve.es/noticias/20111127/cada-dia-fallecen-mundo-3500-personas-accidentes-trafico-100000-resultan-heridas/478378.shtml>



## 9. ANEXOS

# ANEXO A

Capturas de pantalla aumentadas de la distribución de presiones en los casos ensayados para un modelo con propiedades mecánicas características de una persona joven y sana.

### 1. Alcance trasero

#### 1.1 Aceleración 4Gs. Velocidad de impacto: 28 Km/h

Tensiones en el disco

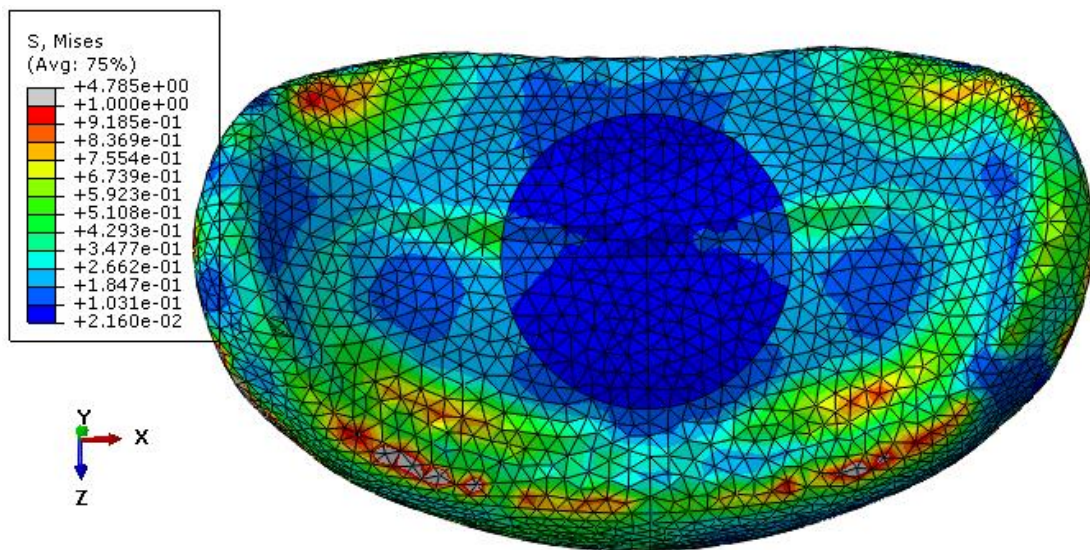


Ilustración 1 Tensiones (MPa.) en la cara superior del disco intervertebral C4-C5 con propiedades normales. Movimiento Extensión 4Gs

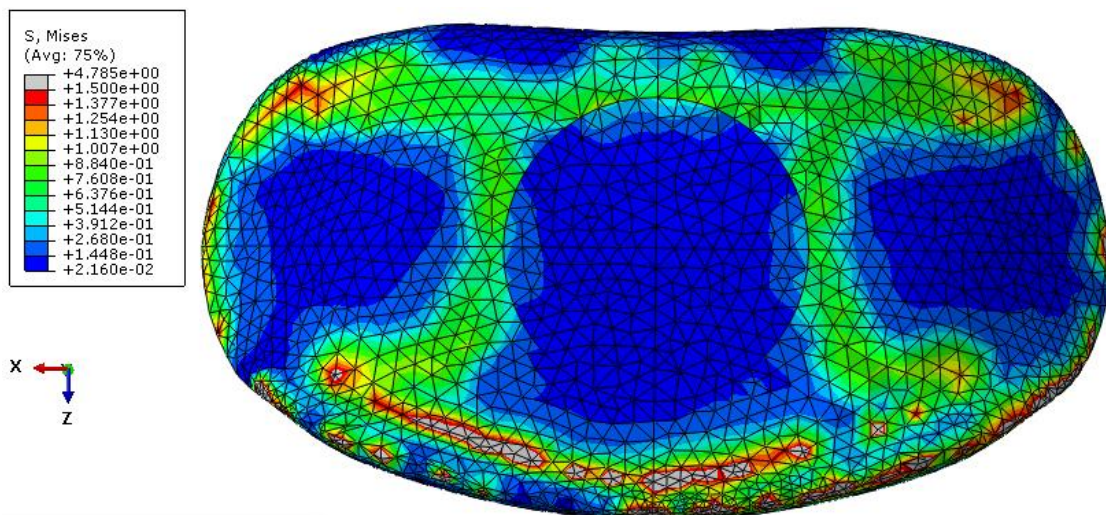


Ilustración 2 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del disco intervertebral C4-C5 con propiedades normales. Movimiento Extensión 4Gs





Tensiones en la vértebra C4

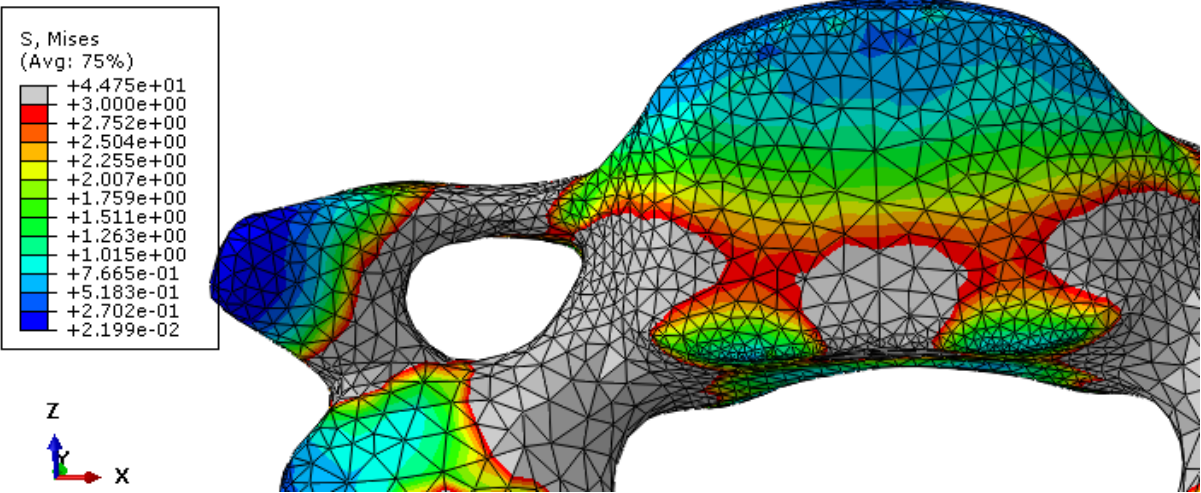


Ilustración 3 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del cuerpo de la vértebra C4 con propiedades normales. Movimiento Extensión 4Gs

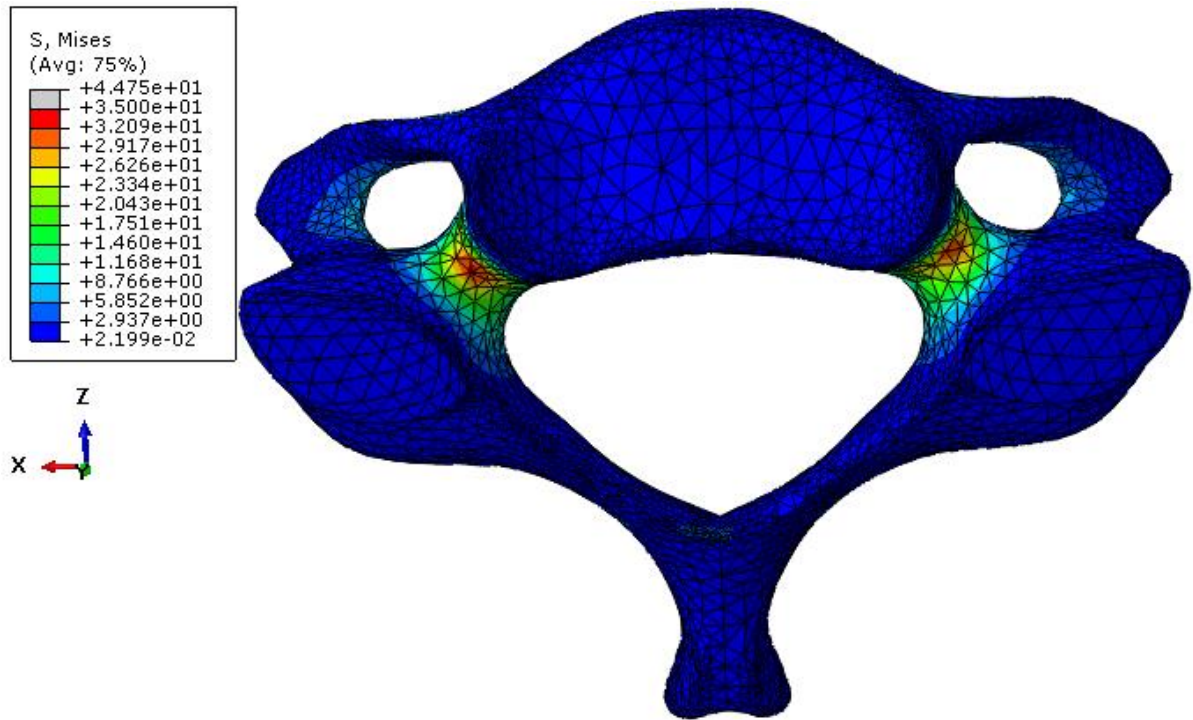


Ilustración 4 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C4 con propiedades normales. Movimiento Extensión 4Gs

### Tensiones en la vértebra C5

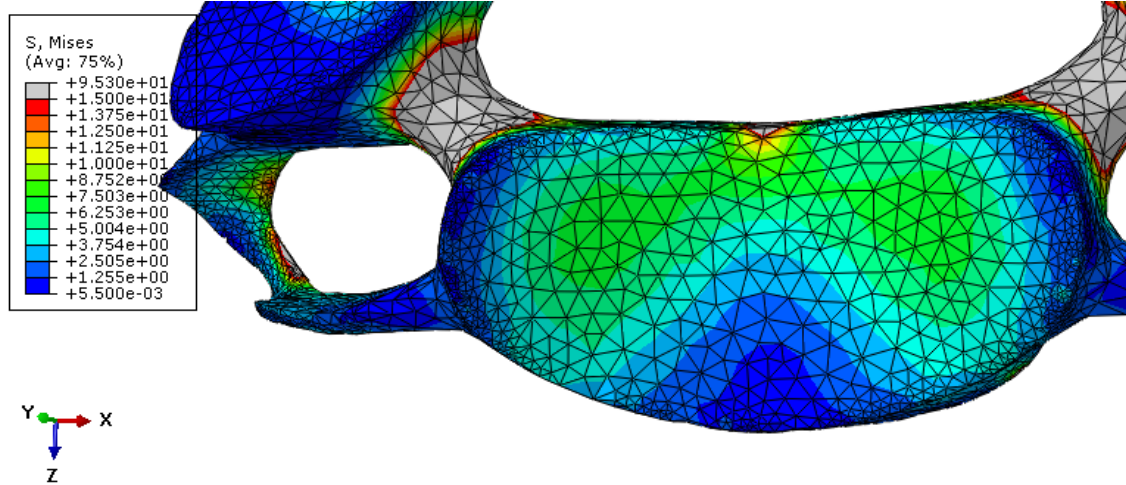


Ilustración 5 Tensiones (MPa.) en la cara superior del cuerpo de la vértebra C5 con propiedades normales. Movimiento Extensión 4Gs

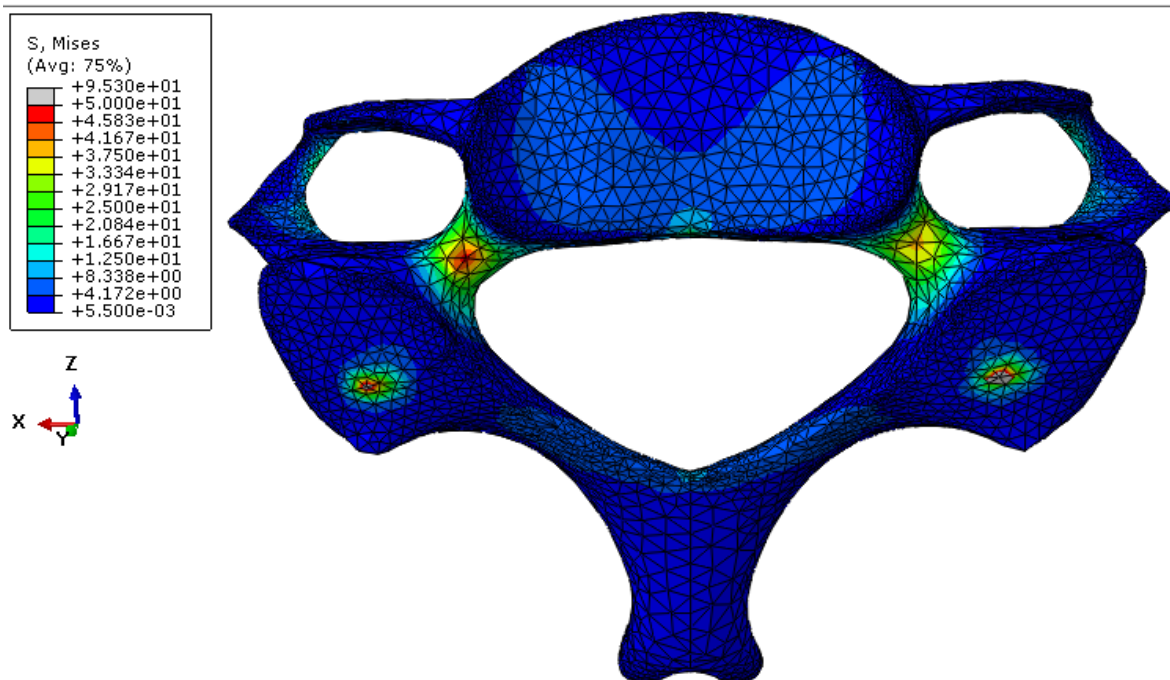


Ilustración 6 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C5 con propiedades normales. Movimiento Extensión 4Gs

## 1.2 Aceleración 7Gs. Velocidad de impacto: 50 Km/h

### Tensiones en el disco

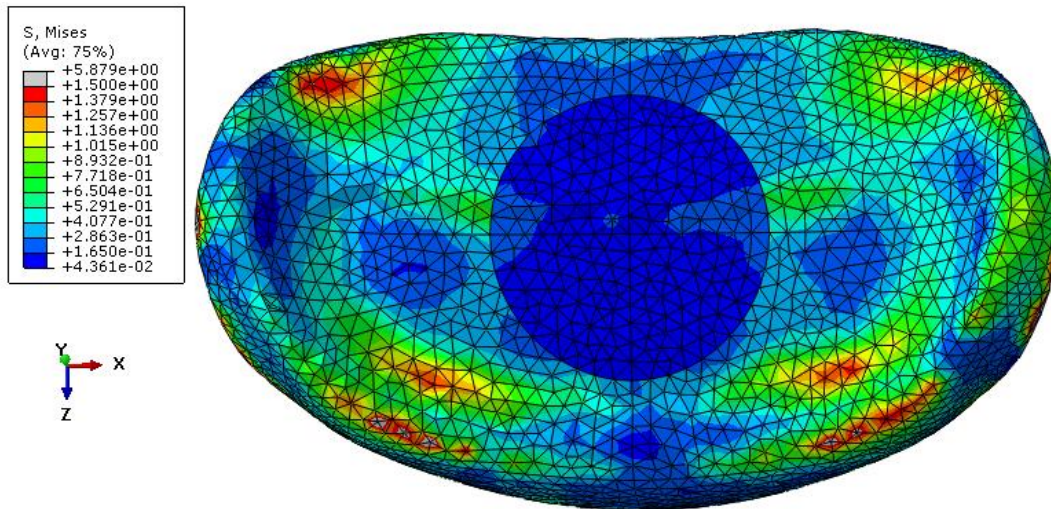


Ilustración 7 Tensiones (MPa.) en la cara superior del disco intervertebral C4-C5 con propiedades normales. Movimiento Extensión 7Gs

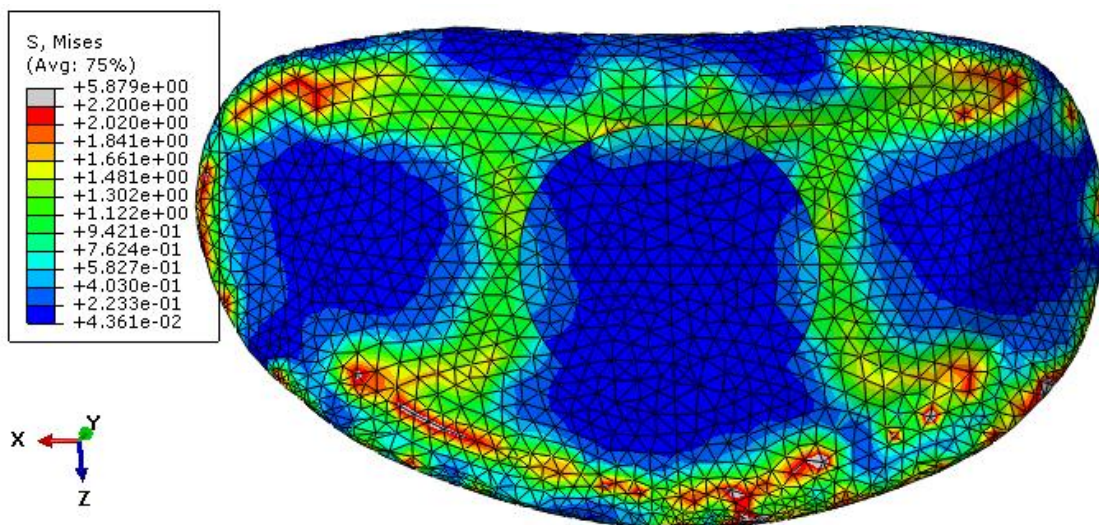


Ilustración 8 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del disco intervertebral C4-C5 con propiedades normales. Movimiento Extensión 7Gs



### Tensiones en la vértebra C4

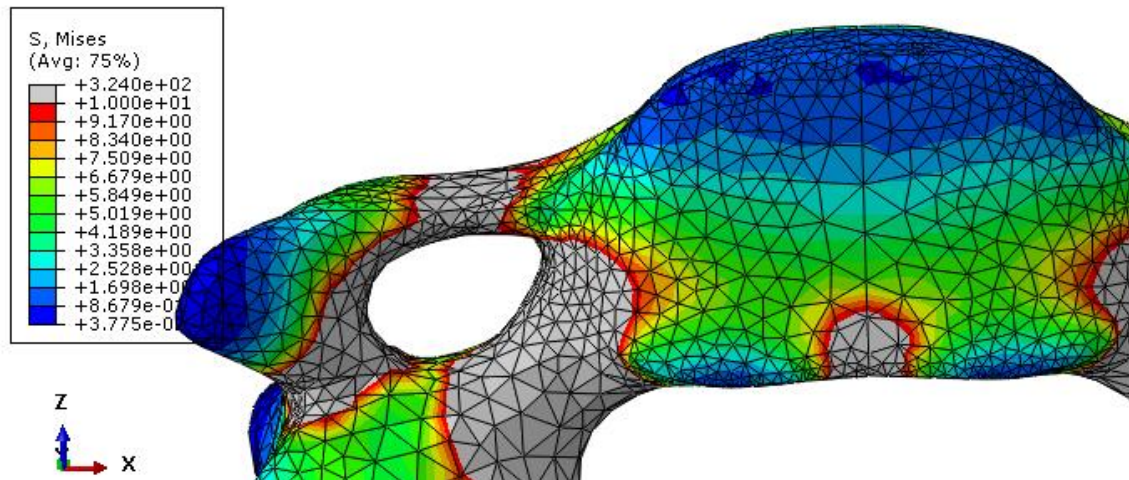


Ilustración 9 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del cuerpo de la vértebra C4 con propiedades normales. Movimiento Extensión 7Gs

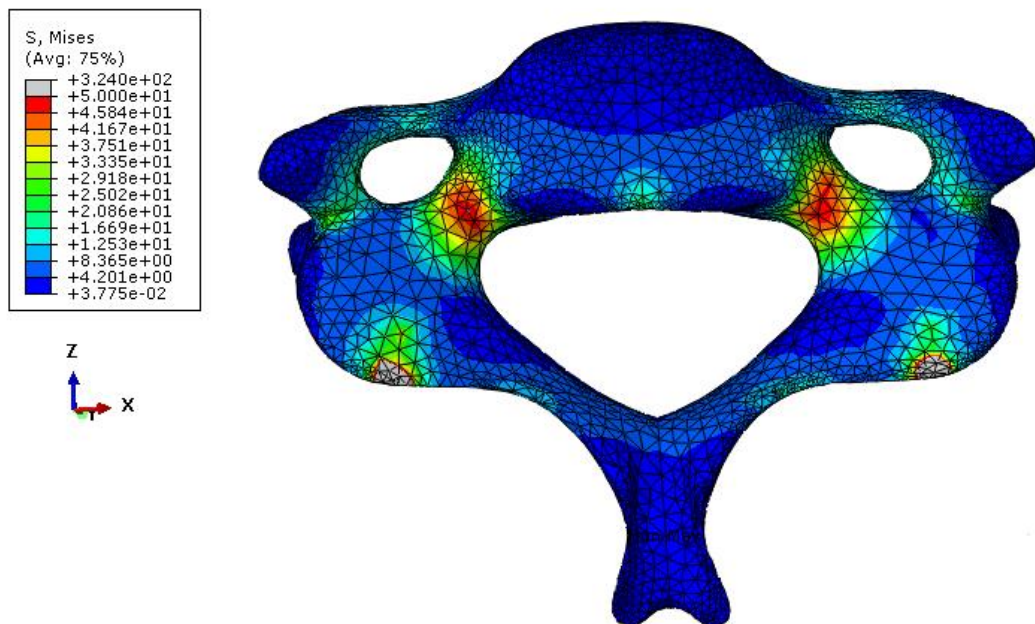


Ilustración 10 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C4 con propiedades normales. Movimiento Extensión 7Gs



Tensiones en la vértebra C5

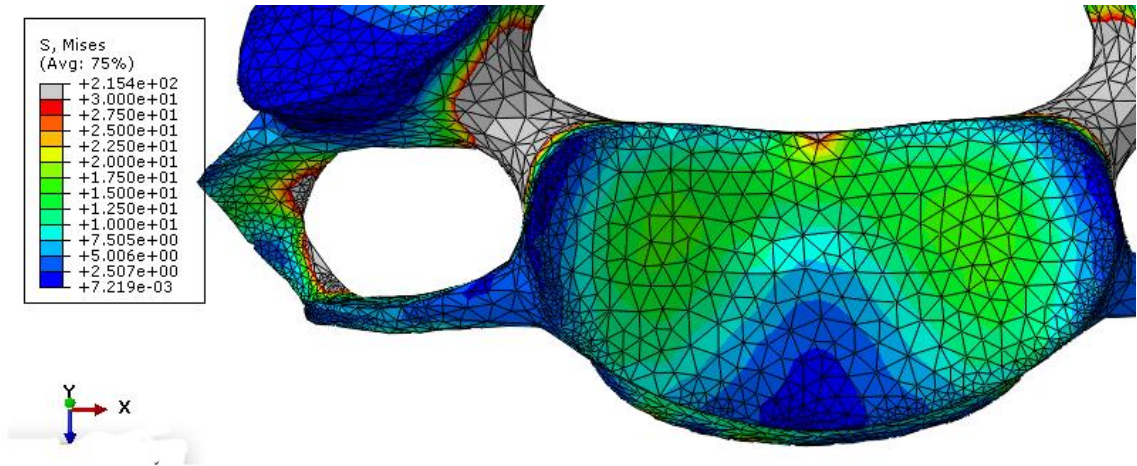


Ilustración 11 Tensiones (MPa.) en la cara superior del cuerpo de la vértebra C5 con propiedades normales. Movimiento Extensión 7Gs

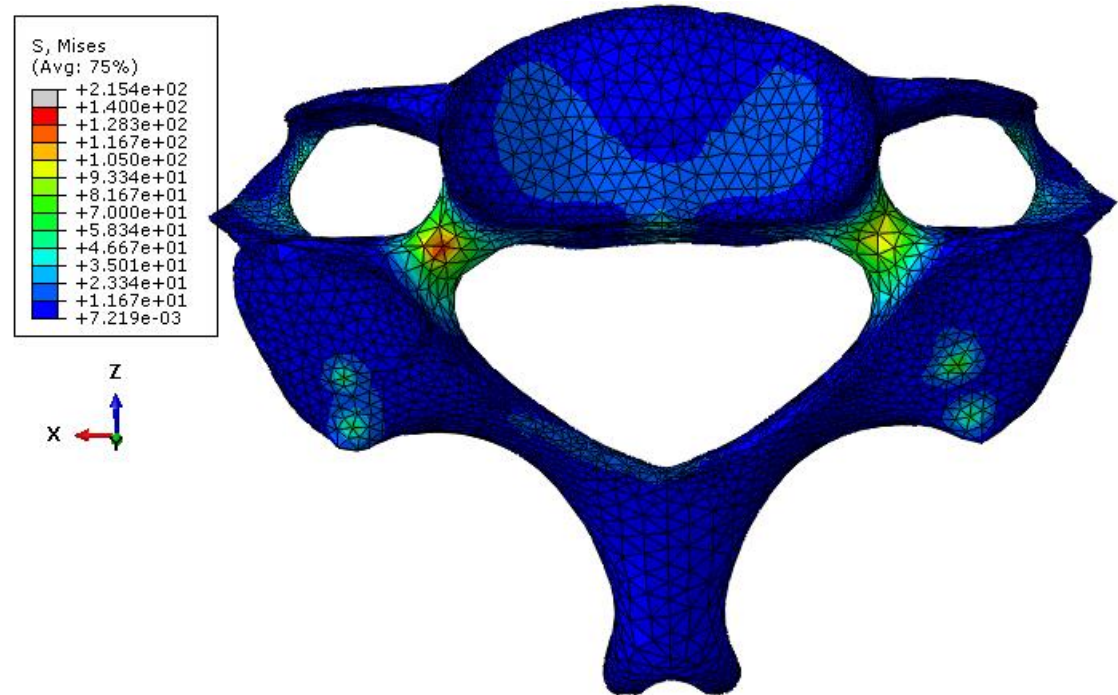


Ilustración 12 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C5 con propiedades normales. Movimiento Extensión 7Gs



## 2. Colisión frontal

### 2.1 Aceleración 8Gs. Velocidad de impacto: 56,5 Km/h

Tensiones en el disco

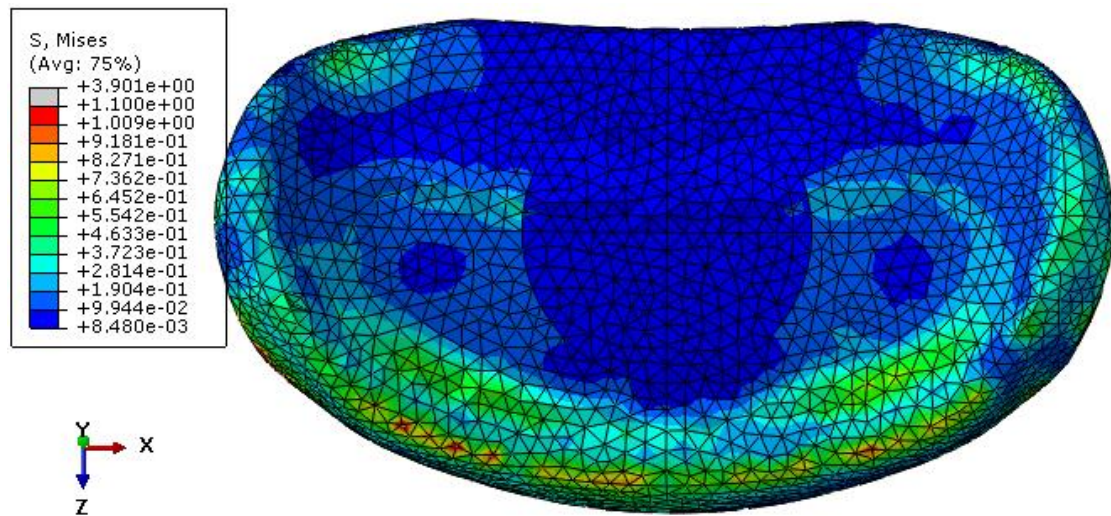


Ilustración 13 Tensiones (MPa.) en la cara superior del disco intervertebral C4-C5 con propiedades normales. Movimiento Flexión 8Gs

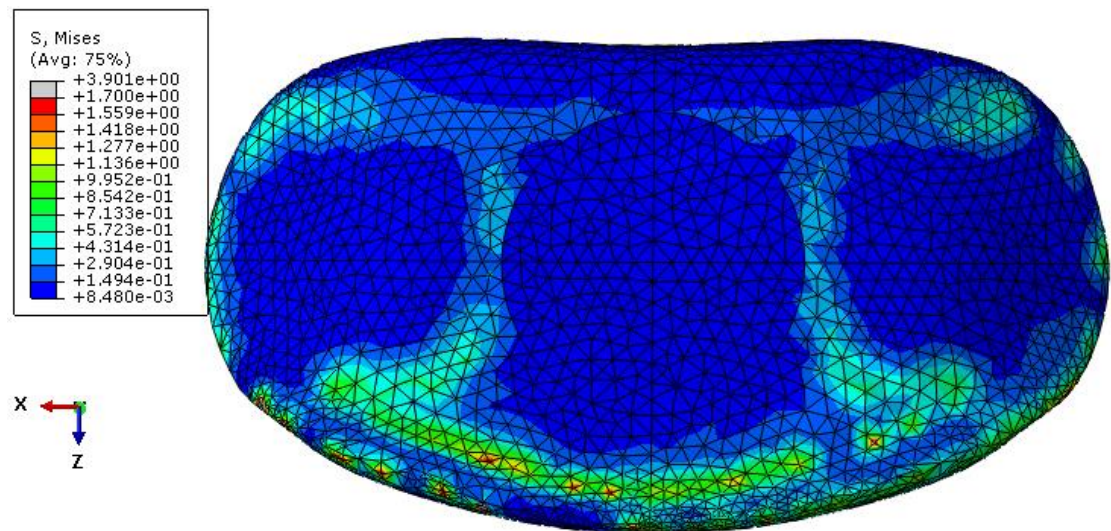


Ilustración 14 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del disco intervertebral C4-C5 con propiedades normales. Movimiento Flexión 8Gs



Tensiones en la vértebra C4

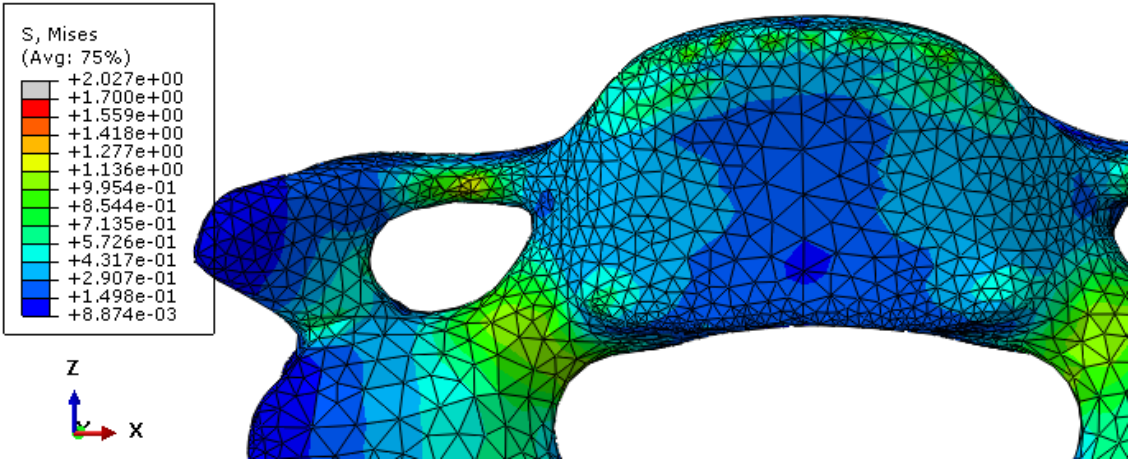


Ilustración 15 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del cuerpo de la vértebra C4 con propiedades normales. Movimiento Flexión 8Gs

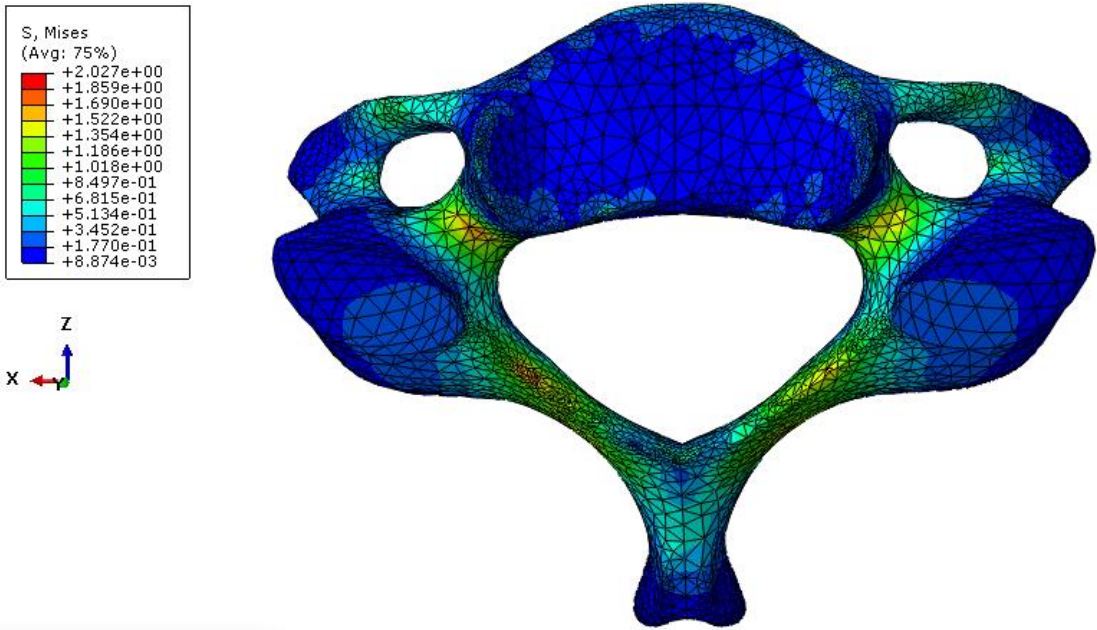


Ilustración 16 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C4 con propiedades normales. Movimiento Flexión 8Gs



### Tensiones en la vértebra C5

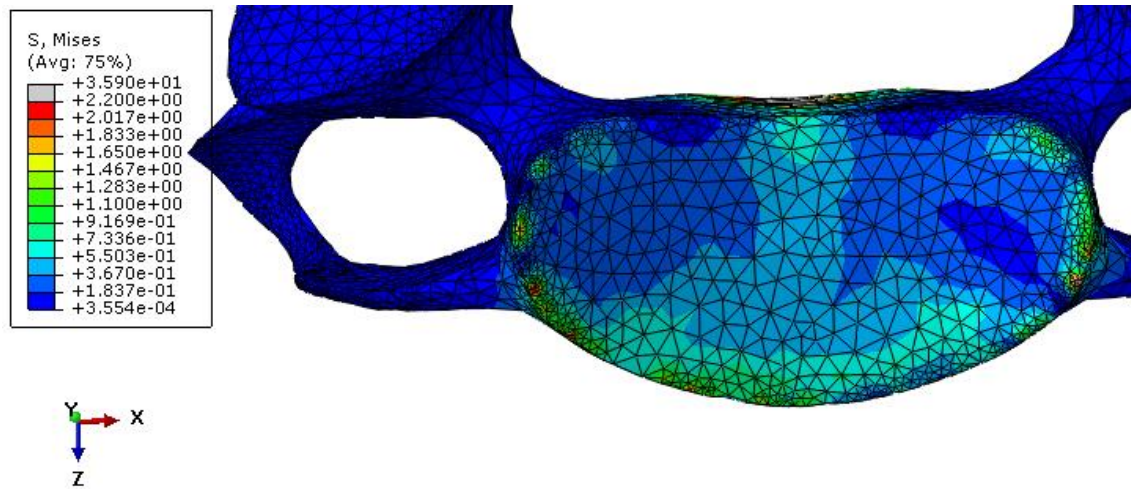


Ilustración 17 Tensiones (MPa.) en la cara superior del cuerpo de la vértebra C5 con propiedades normales. Movimiento Flexión 8Gs

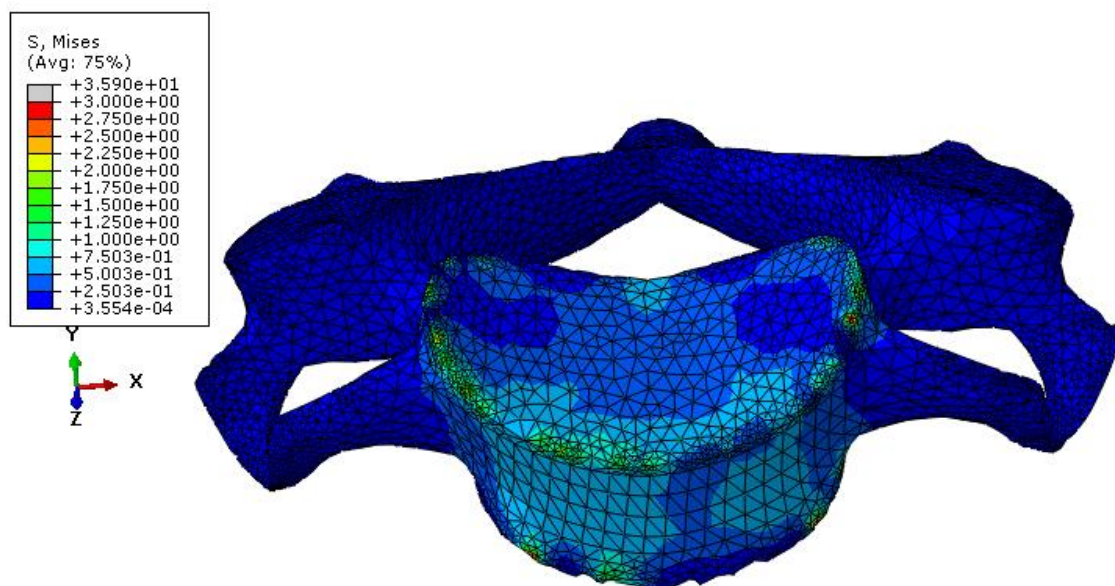


Ilustración 18 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C5 con propiedades normales. Movimiento Flexión 8Gs



2.2 Aceleración 15Gs. Velocidad de impacto: 105 Km/h  
Tensiones en el disco

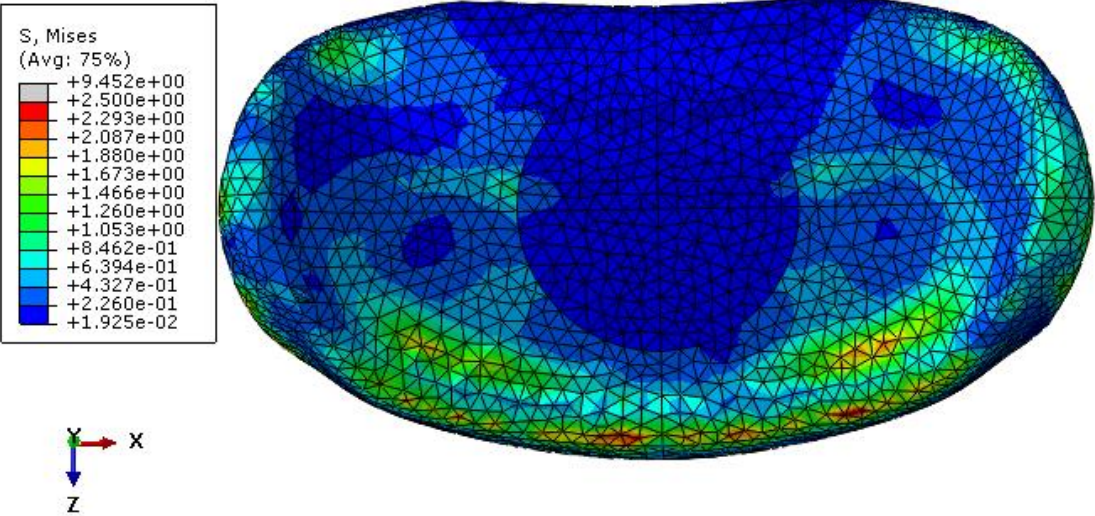


Ilustración 19 Tensiones (MPa.) en la cara superior del disco intervertebral C4-C5 con propiedades normales. Movimiento Flexión 15Gs

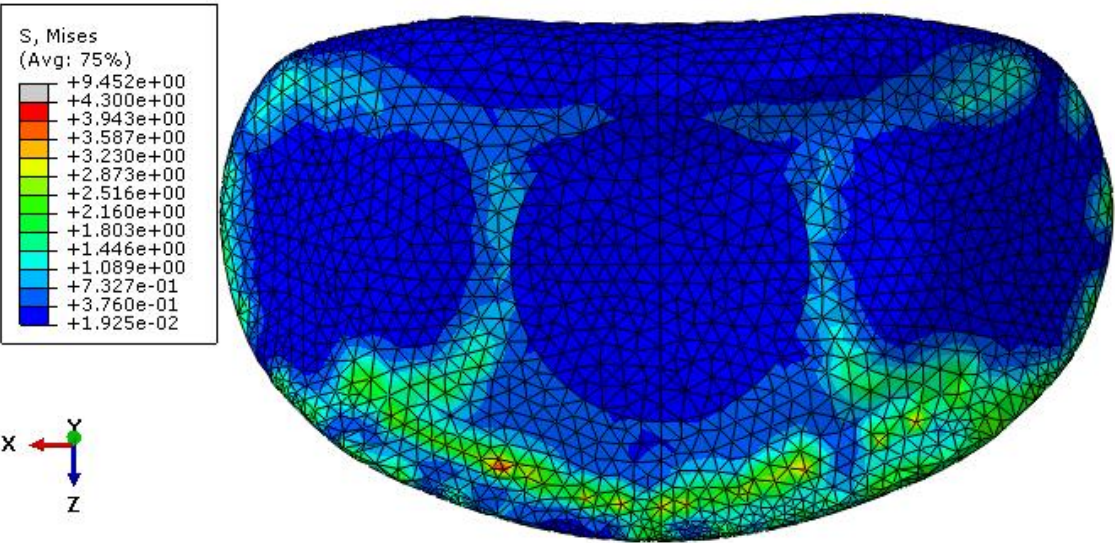


Ilustración 20 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del disco intervertebral C4-C5 con propiedades normales. Movimiento Flexión 15Gs



### Tensiones en la vértebra C4

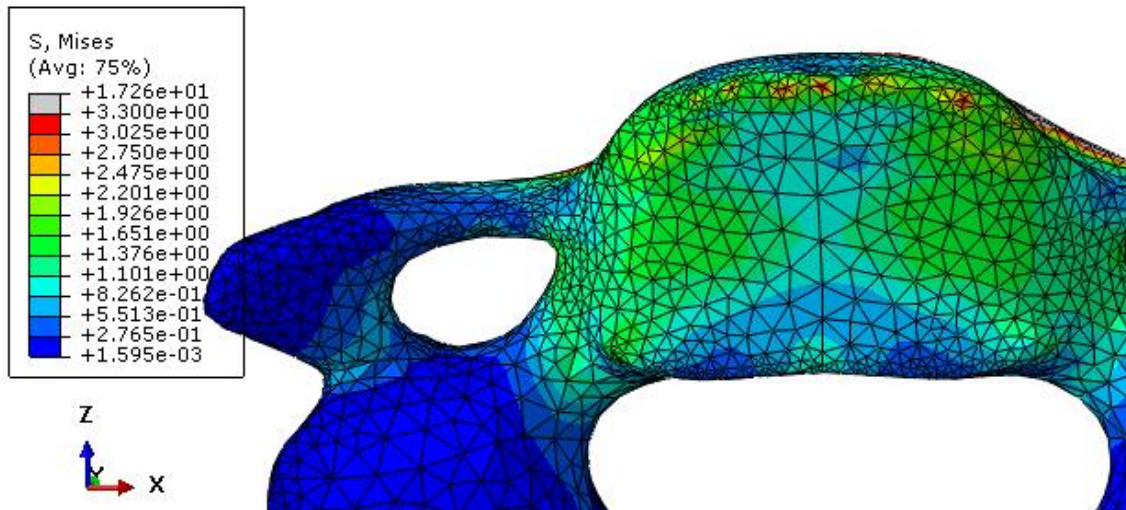


Ilustración 21 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del cuerpo de la vértebra C4 con propiedades normales. Movimiento Flexión 15Gs

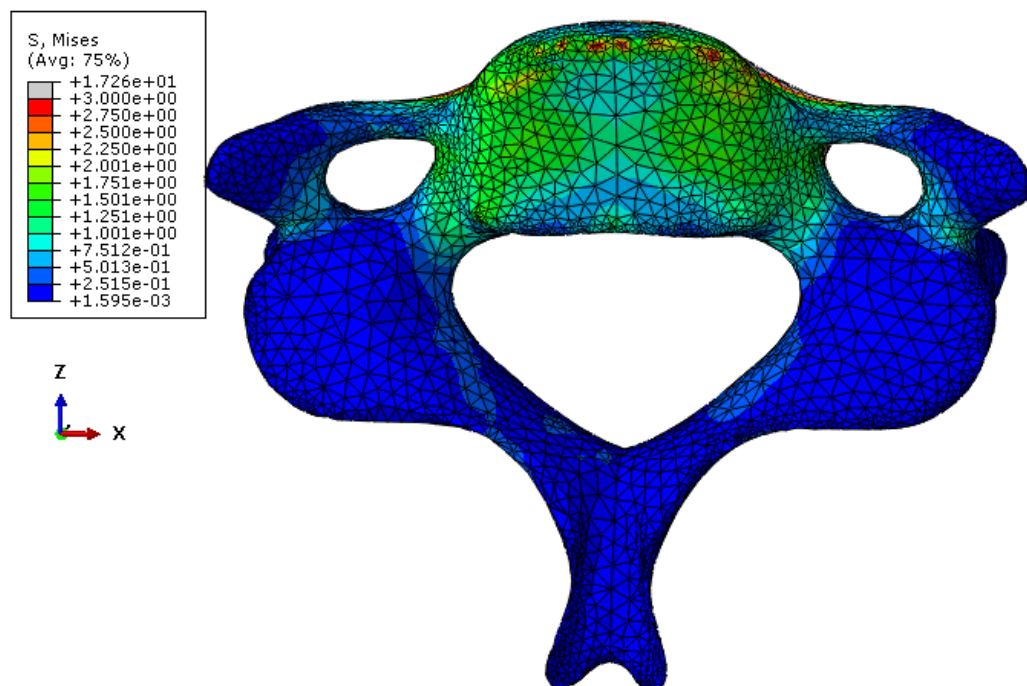


Ilustración 22 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C4 con propiedades normales. Movimiento Flexión 15Gs





Tensiones en la vértebra C5

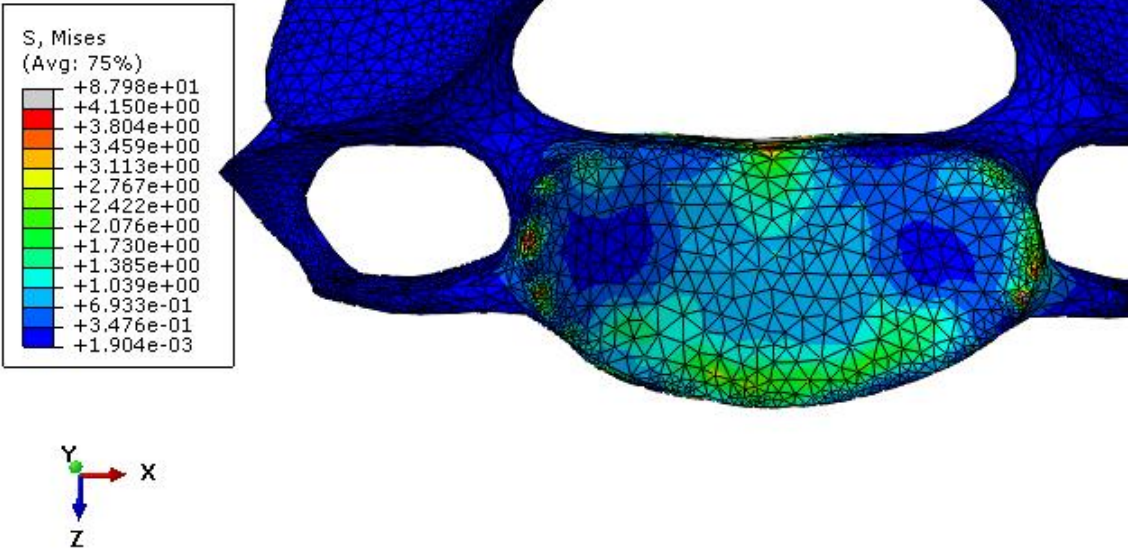


Ilustración 23 Tensiones (MPa.) en la cara superior del cuerpo de la vértebra con C5 propiedades normales. Movimiento Flexión 15Gs.

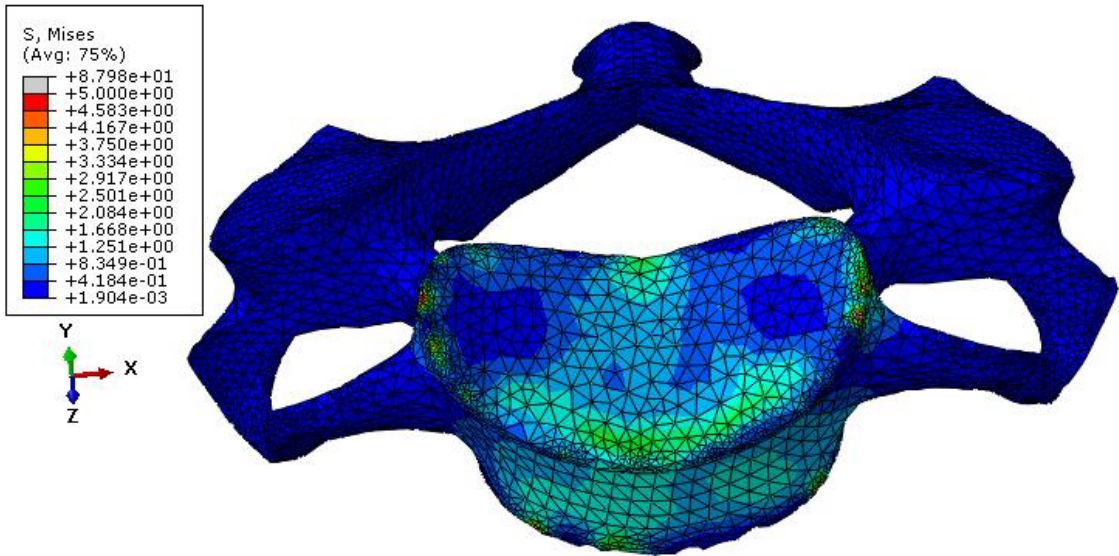


Ilustración 24 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C5 con propiedades normales. Movimiento Flexión 15Gs

## ANEXO B

Capturas de pantalla aumentadas de la distribución de presiones en los casos ensayados para un modelo con propiedades mecánicas características de una persona mayor con degeneración de disco.

### 1. Alcance trasero

#### 1.1 Aceleración 4Gs. Velocidad de impacto: 28 Km/h

Tensiones en el disco

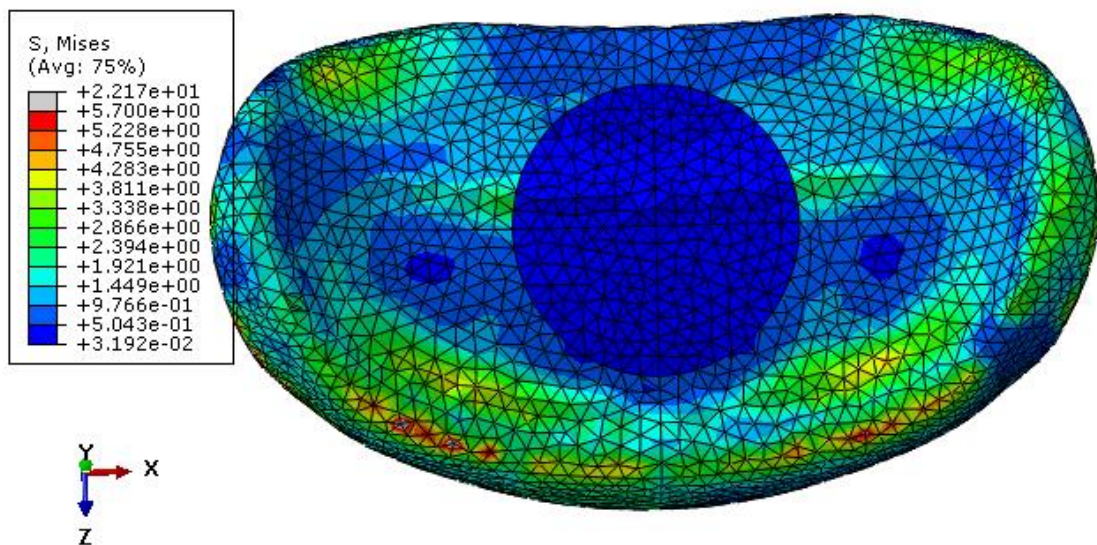


Ilustración 25 Tensiones (MPa.) en la cara superior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración. Movimiento Extensión 4Gs

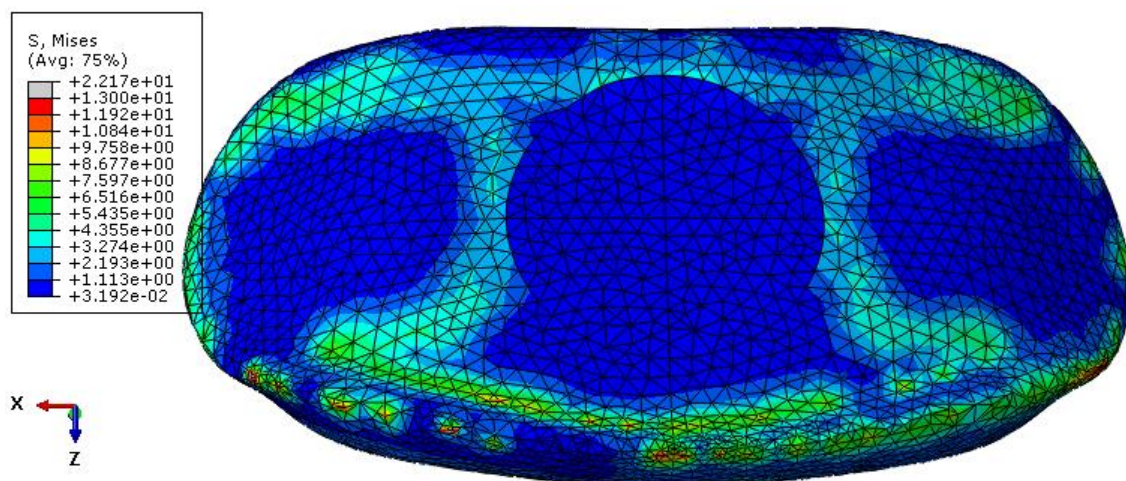


Ilustración 26 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración. Movimiento Extensión 4Gs





Tensiones en la vértebra C4

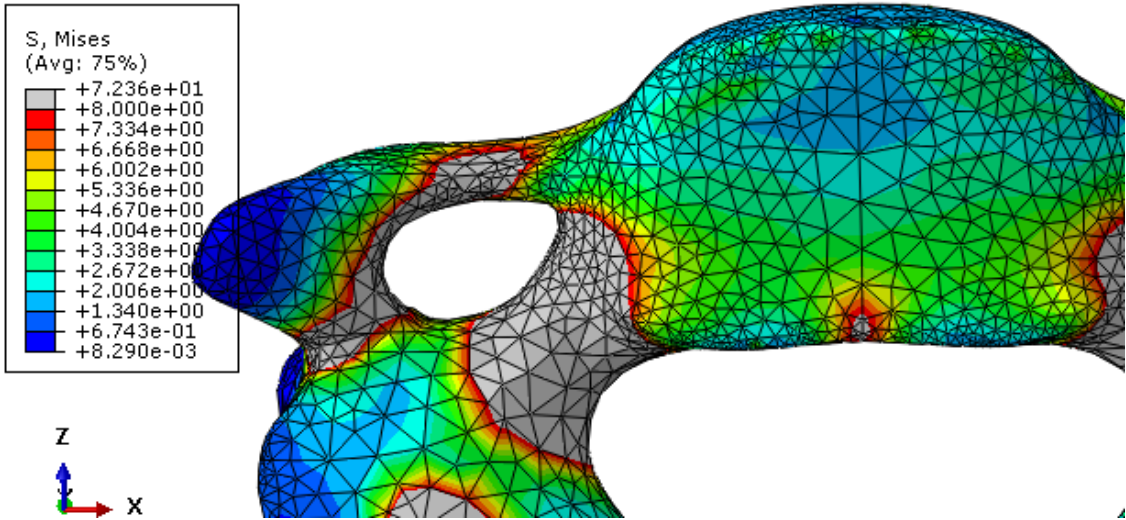


Ilustración 27 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del cuerpo de la vértebra C4 propiedades disco degenerado. Movimiento Extensión 4Gs

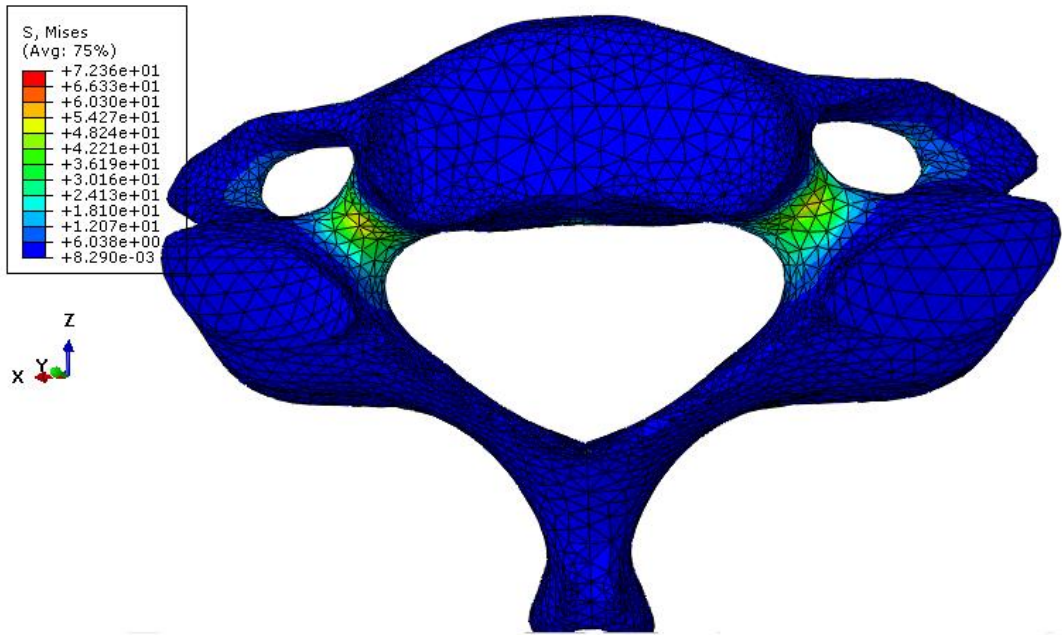


Ilustración 28 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C4 propiedades disco degenerado. Movimiento Extensión 4Gs

### Tensiones en la vértebra C5

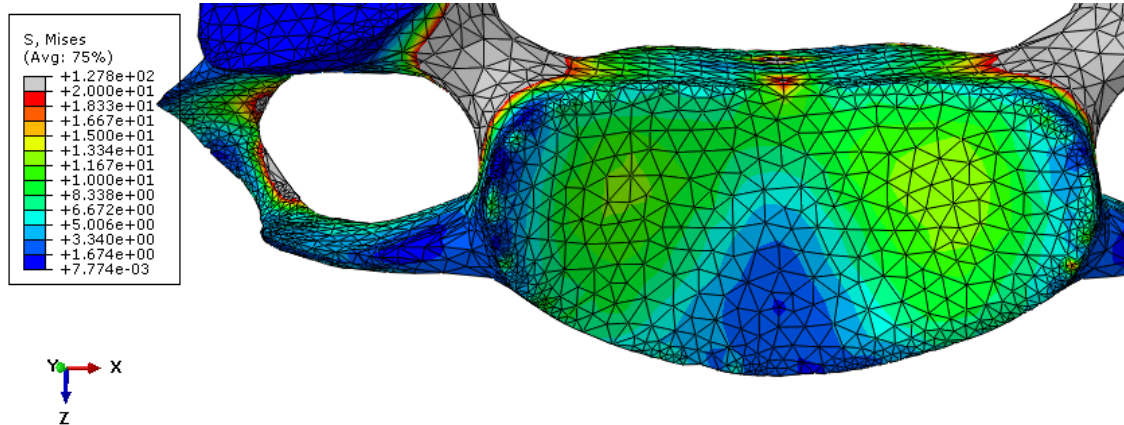


Ilustración 29 Tensiones (MPa.) en la cara superior del cuerpo de la vértebra C5 propiedades disco degenerado. Movimiento Extensión 4Gs

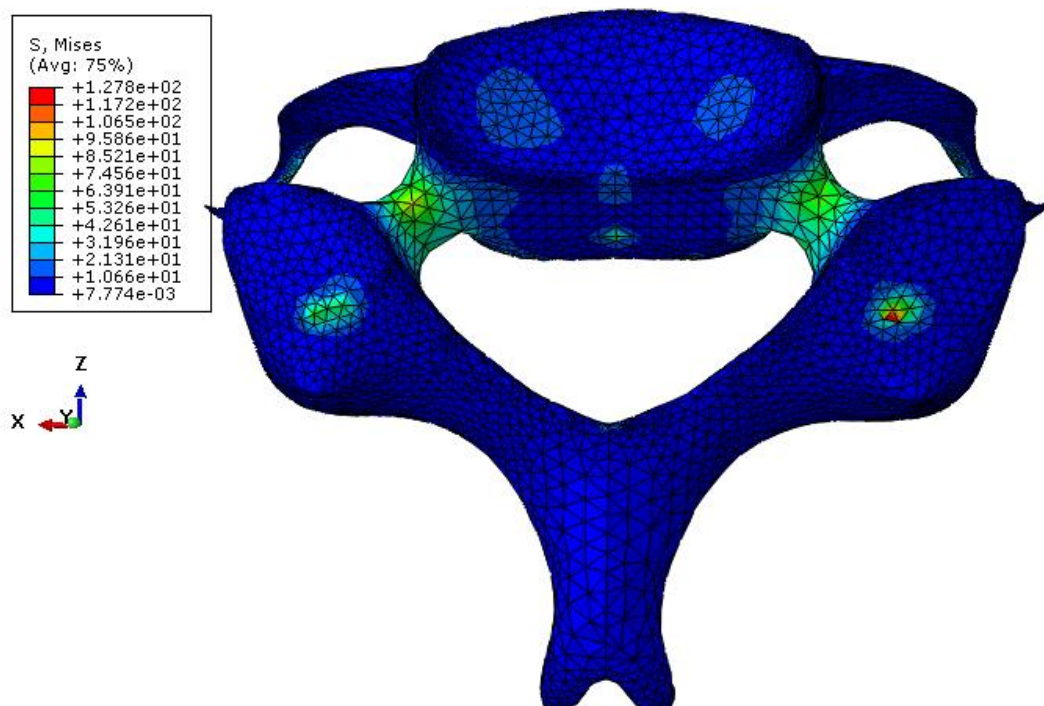
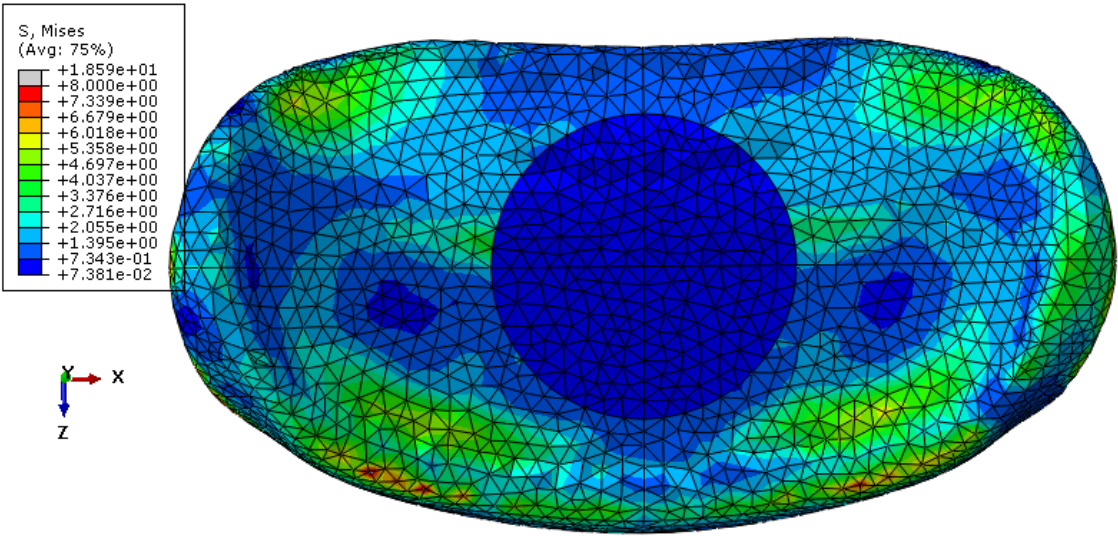


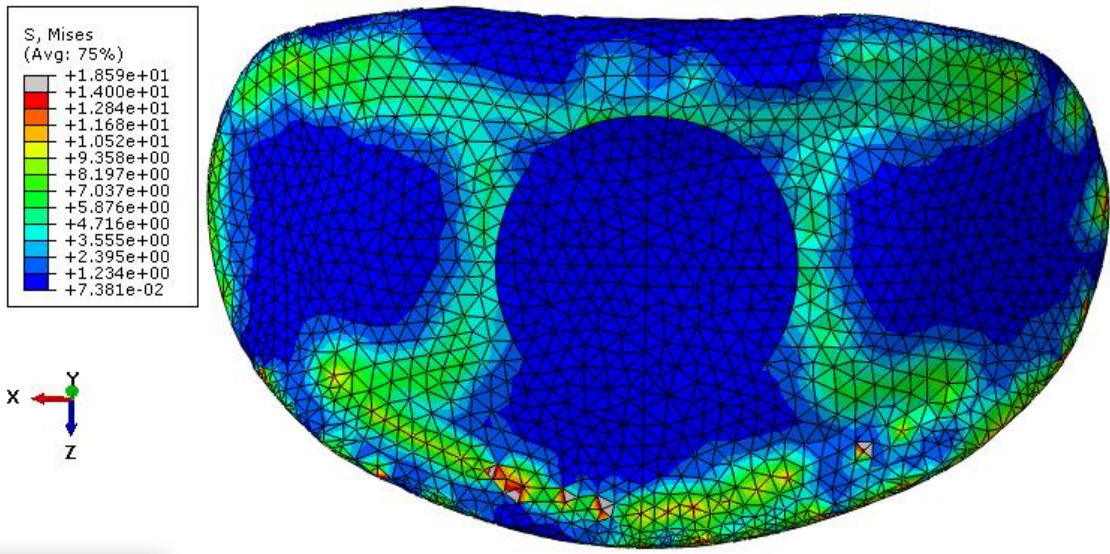
Ilustración 30 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C5 propiedades disco degenerado. Movimiento Extensión 4Gs



1.2 Aceleración 7Gs. Velocidad de impacto: 50 Km/h  
Tensiones en el disco



*Ilustración 31 Tensiones (MPa.) en la cara superior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración. Movimiento Extensión 7Gs*



*Ilustración 32 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración. Movimiento Extensión 7Gs*



### Tensiones en la vértebra C4

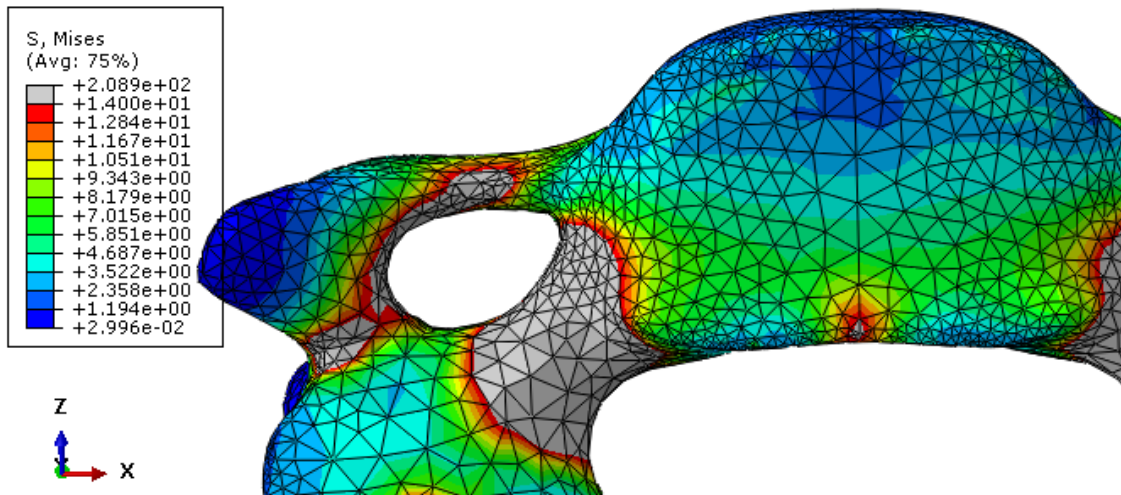


Ilustración 33 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del cuerpo de la vértebra C4 propiedades disco degenerado. Movimiento Extensión 7Gs

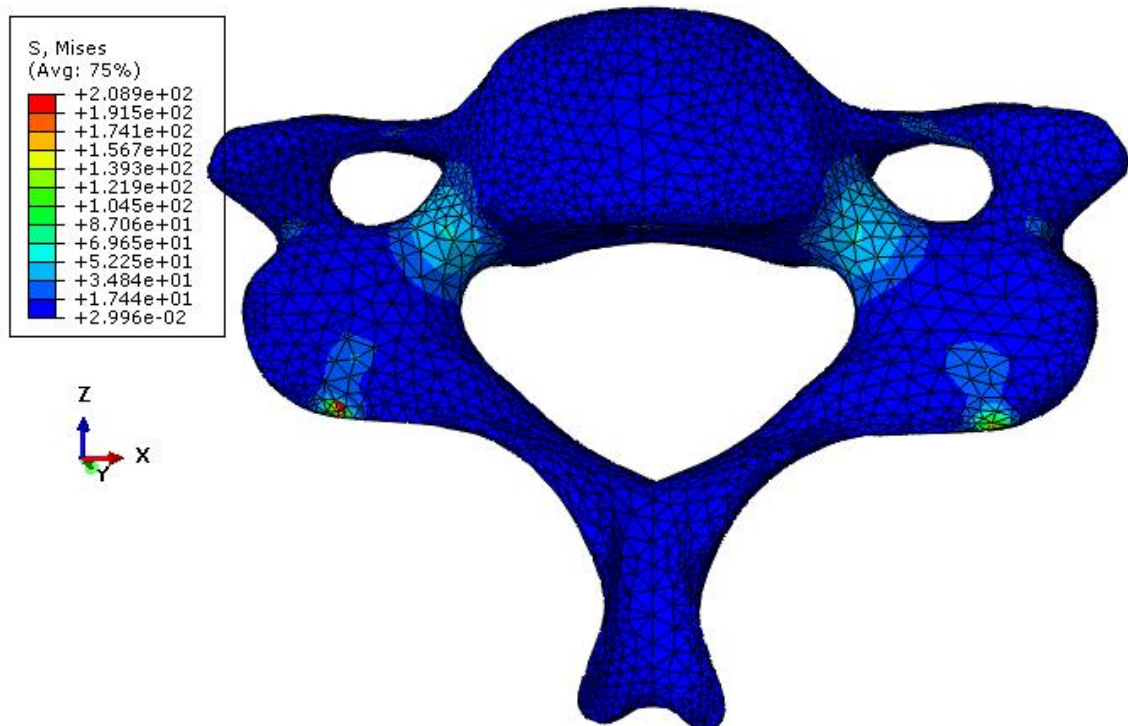


Ilustración 34 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C4 propiedades disco degenerado. Movimiento Extensión 7Gs





Tensiones en la vértebra C5

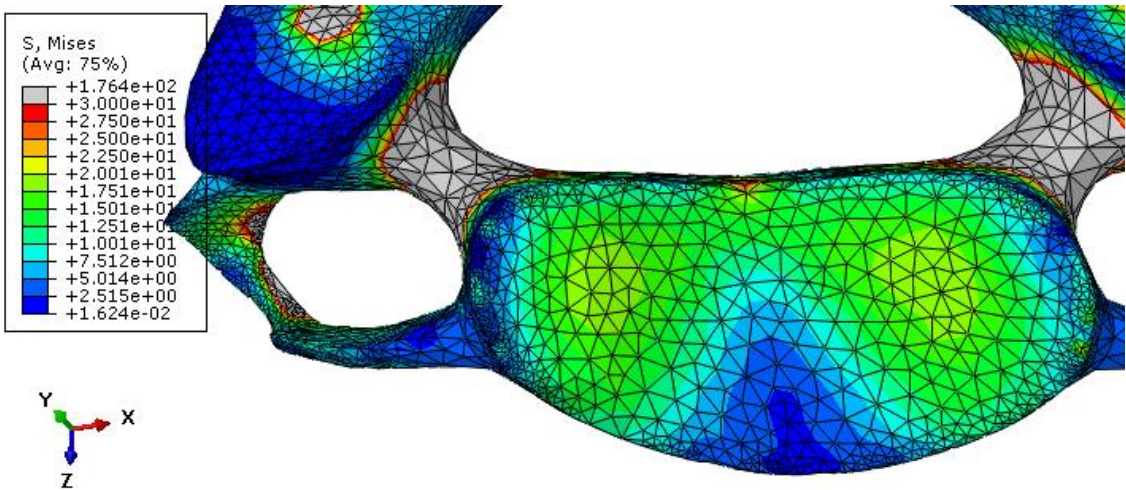


Ilustración 35 Tensiones (MPa.) en la cara superior del cuerpo de la vértebra C5 propiedades disco degenerado. Movimiento Extensión 7Gs

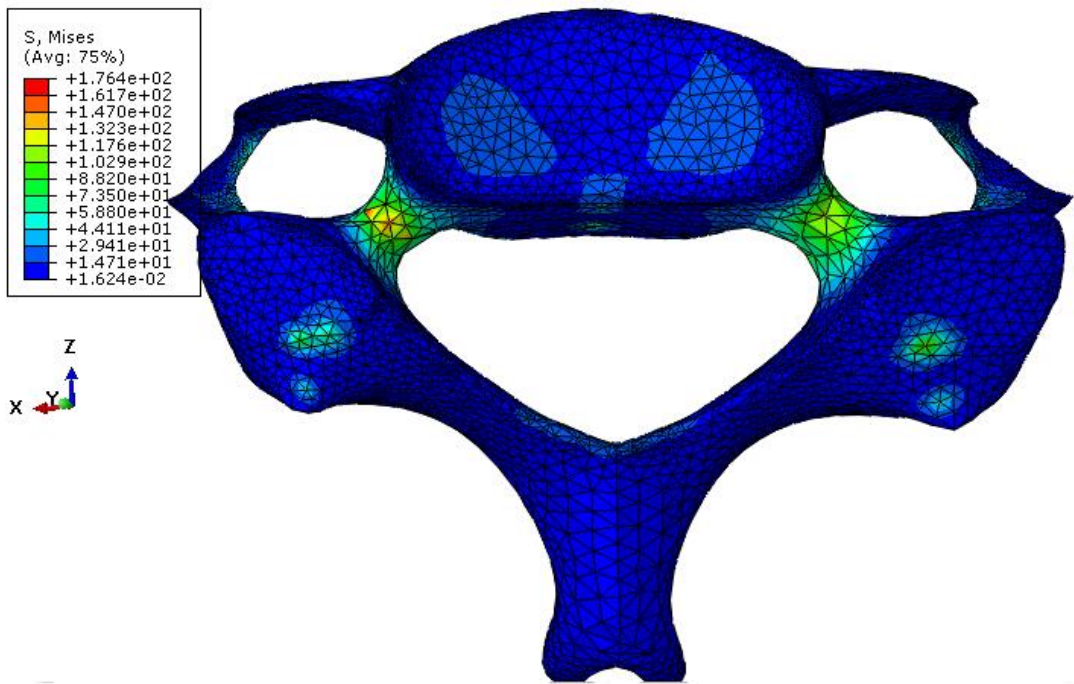


Ilustración 36 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C5 propiedades disco degenerado. Movimiento Extensión 7Gs

## 2 Colisión frontal

### 2.1 Aceleración 8Gs. Velocidad de impacto: 56,5 Km/h

Tensiones en el disco

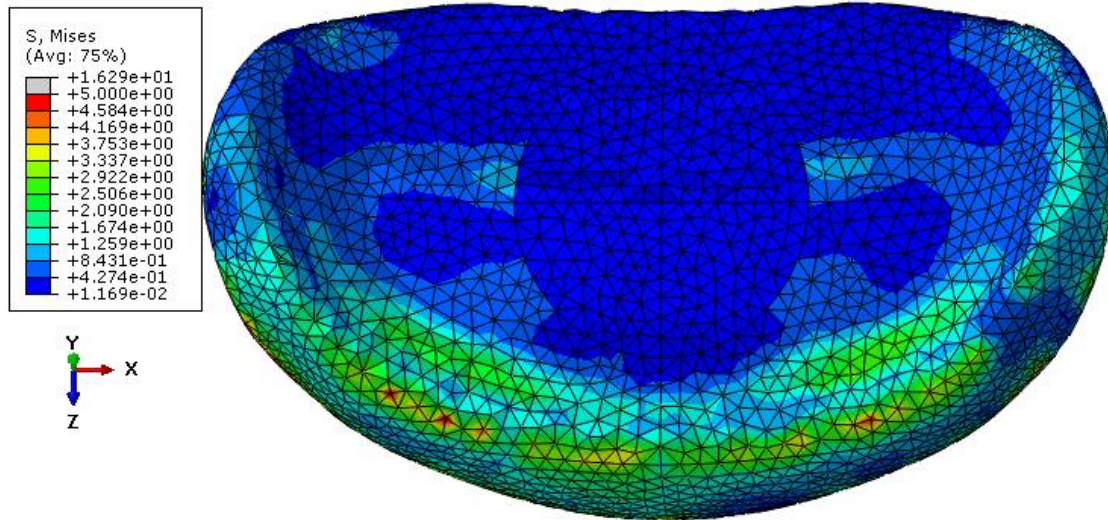


Ilustración 37 Tensiones (MPa.) en la cara superior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración. Movimiento Flexión 8Gs

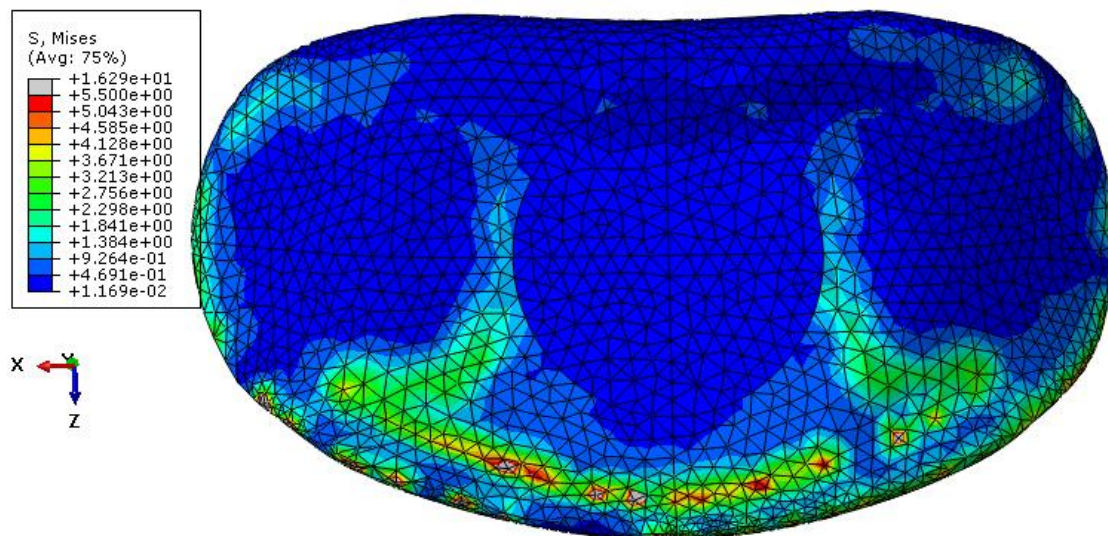


Ilustración 38 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración. Movimiento Flexión 8Gs





Tensiones en la vértebra C4

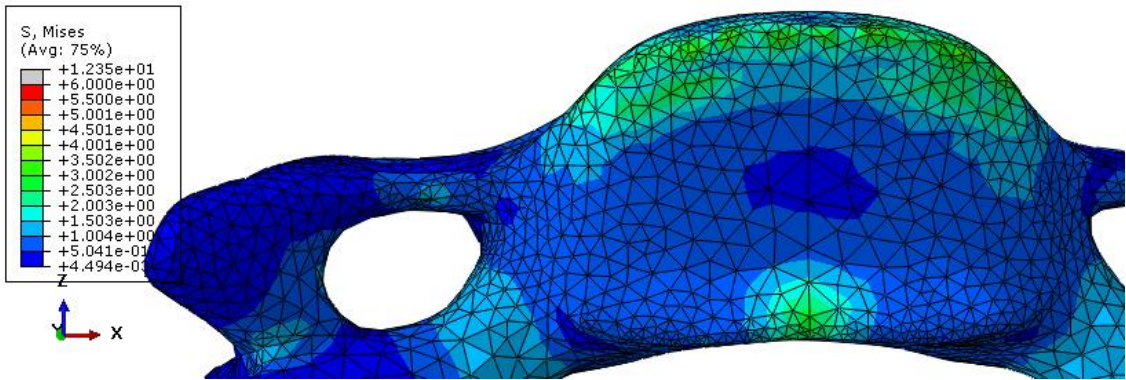


Ilustración 39 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del cuerpo de la vértebra C4 propiedades disco degenerado. Movimiento Flexión 8Gs

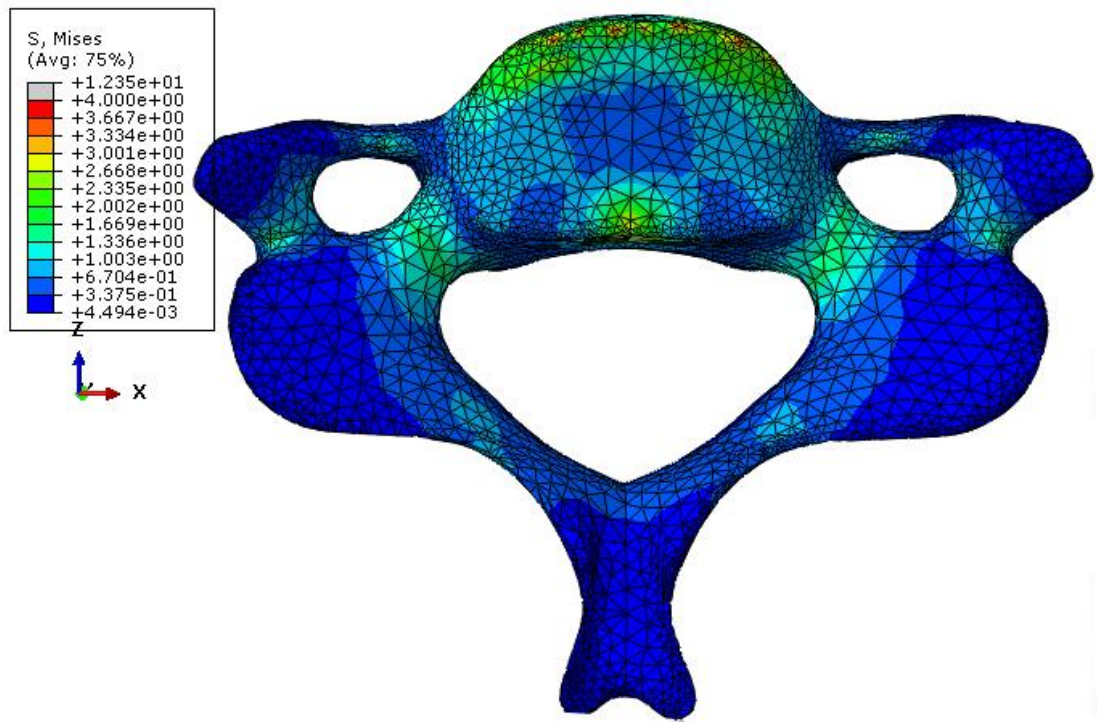


Ilustración 40 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C4 propiedades disco degenerado. Movimiento Flexión 8Gs

### Tensiones en la vértebra C5

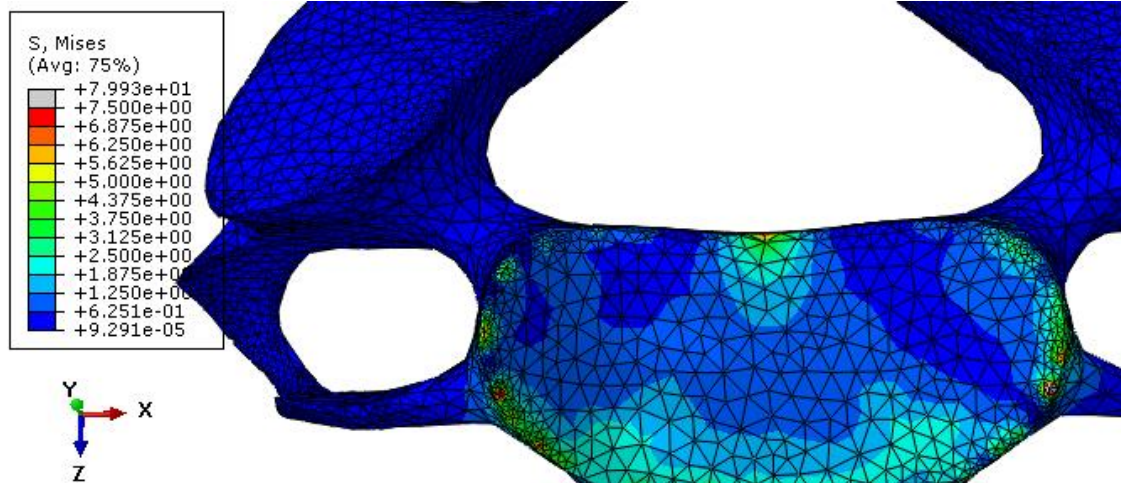


Ilustración 41 Tensiones (MPa.) en la cara superior del cuerpo de la vértebra C5 propiedades disco degenerado. Movimiento Flexión 8Gs

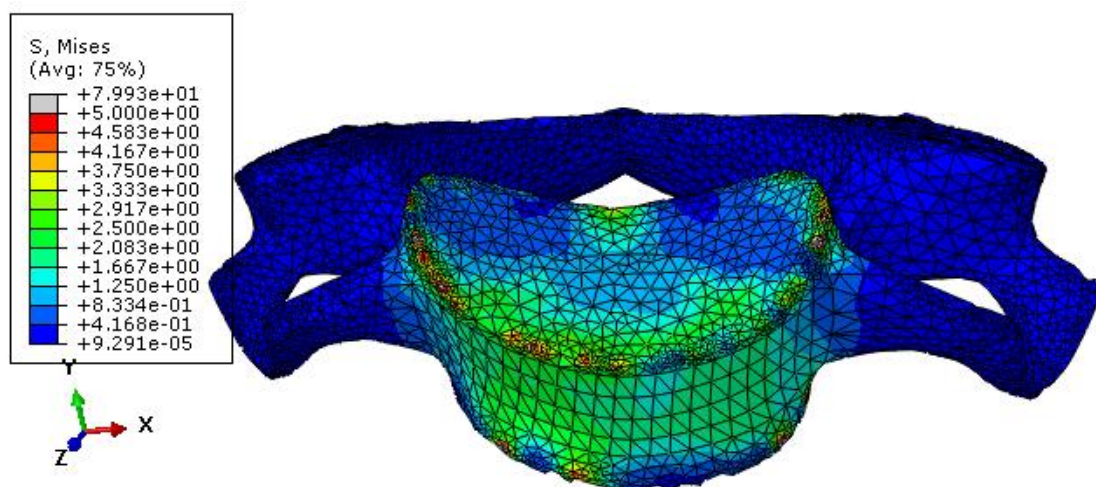


Ilustración 42 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C5 propiedades disco degenerado. Movimiento Flexión 8Gs



## 2.2 Aceleración 15Gs. Velocidad de impacto: 105 Km/h

### Tensiones en el disco

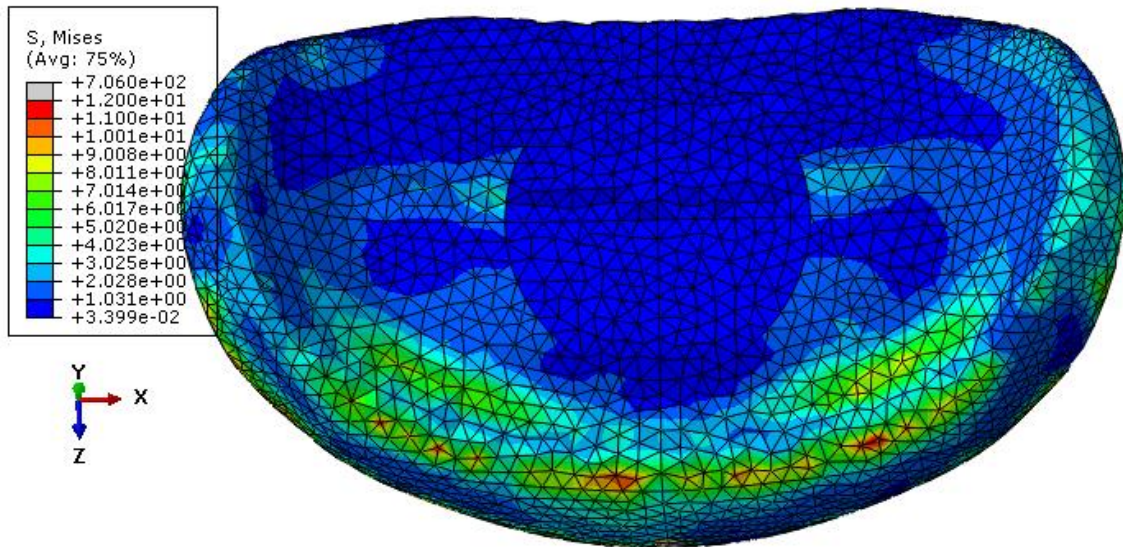


Ilustración 43 Tensiones (MPa.) en la cara superior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración. Movimiento Flexión 15Gs

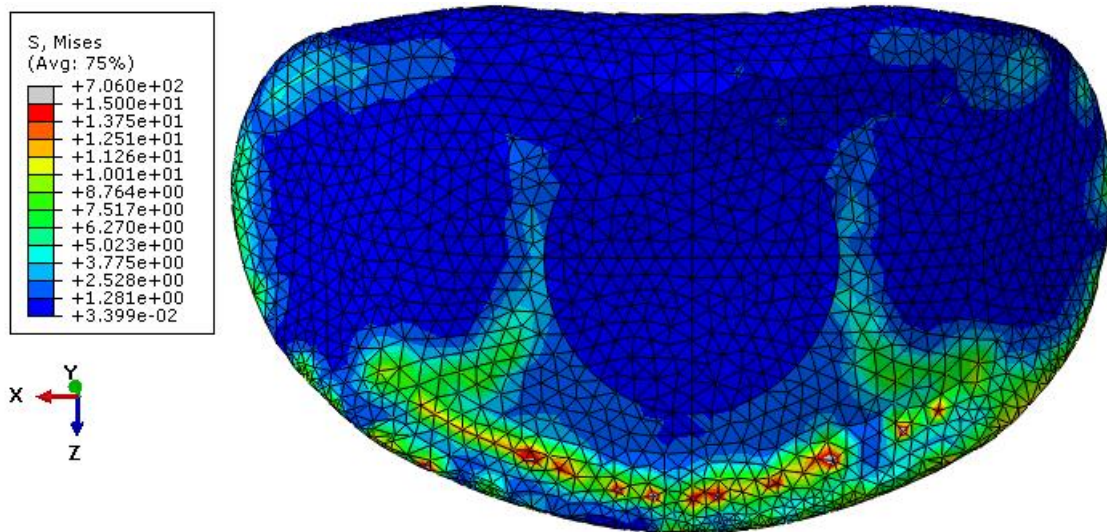


Ilustración 44 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración. Movimiento Flexión 15Gs

### Tensiones en la vértebra C4

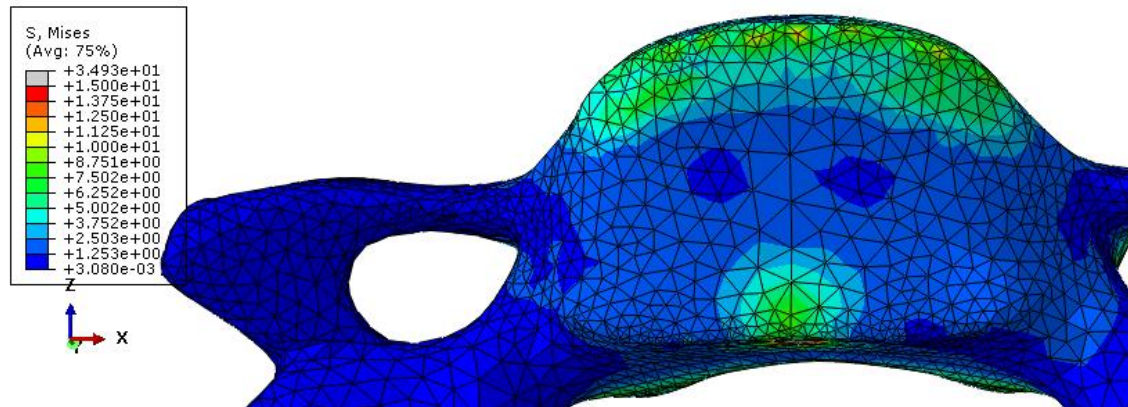


Ilustración 45 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del cuerpo de la vértebra C4 propiedades disco degenerado. Movimiento Flexión 15Gs

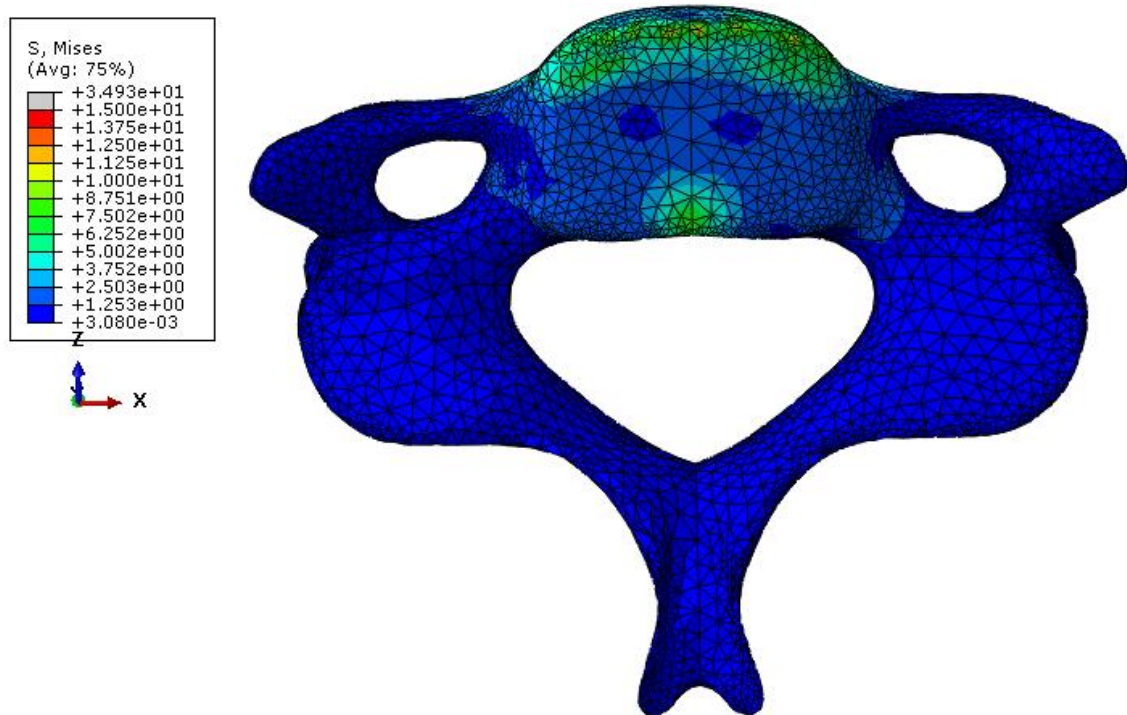


Ilustración 46 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C4 propiedades disco degenerado. Movimiento Flexión 15Gs





Tensiones en la vértebra C5

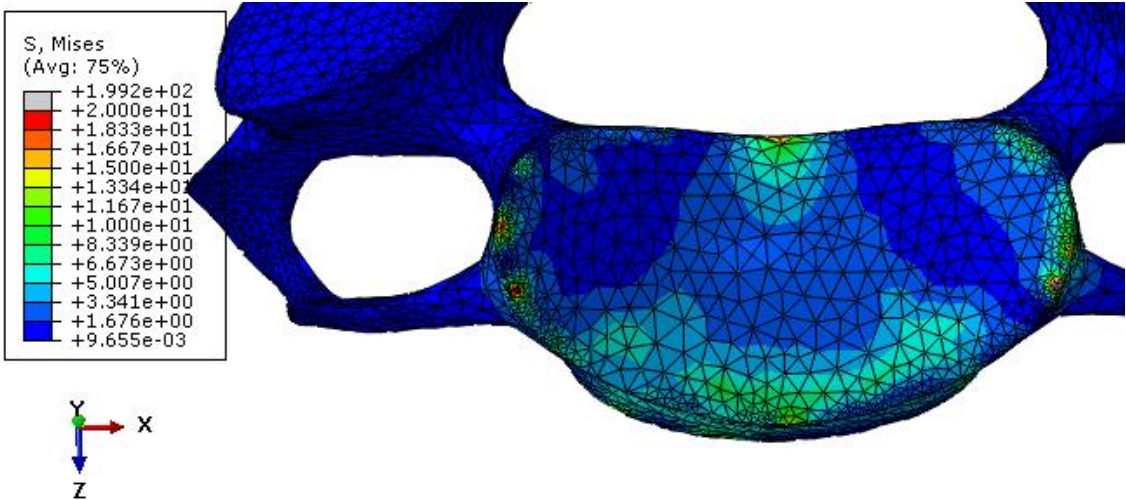


Ilustración 47 Tensiones (MPa.) en la cara superior del cuerpo de la vértebra C4 propiedades disco degenerado. Movimiento Flexión 15Gs

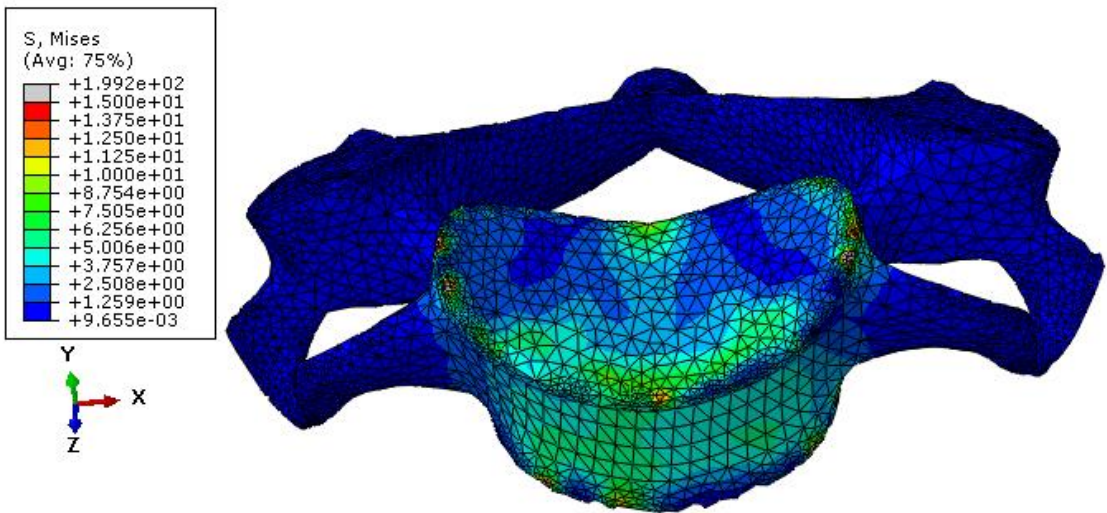


Ilustración 48 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C5 propiedades disco degenerado. Movimiento Flexión 15Gs

## ANEXO C

Capturas de pantalla aumentadas de la distribución de presiones en los casos ensayados para un modelo con propiedades mecánicas características de una persona mayor con degeneración de disco y osteoporosis.

### 1. Alcance trasero

#### 1.1 Aceleración 4Gs. Velocidad de impacto: 28 Km/h

Tensiones en el disco

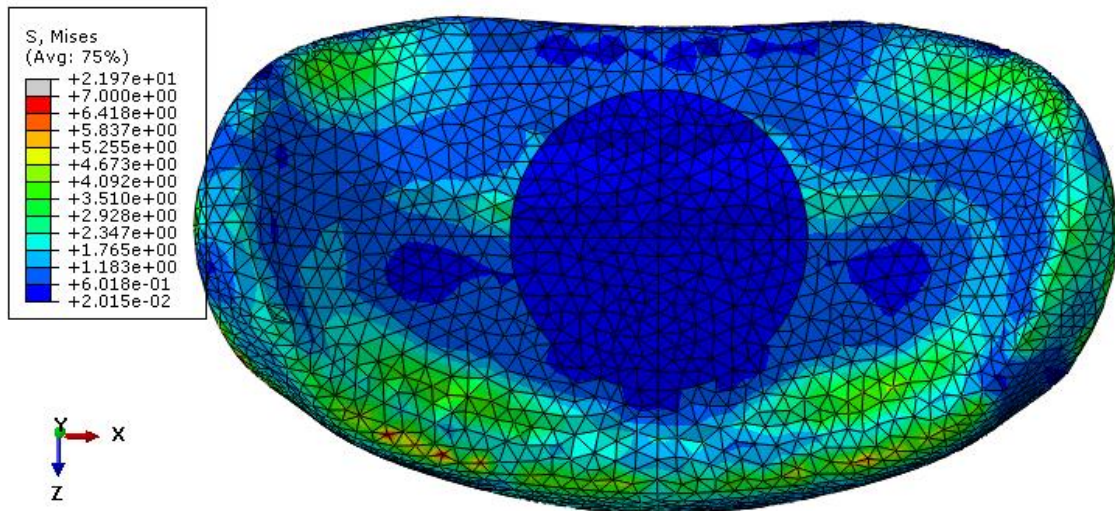


Ilustración 49 Tensiones (MPa.) en la cara superior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración de disco y osteoporosis en los huesos. Movimiento Extensión 4Gs

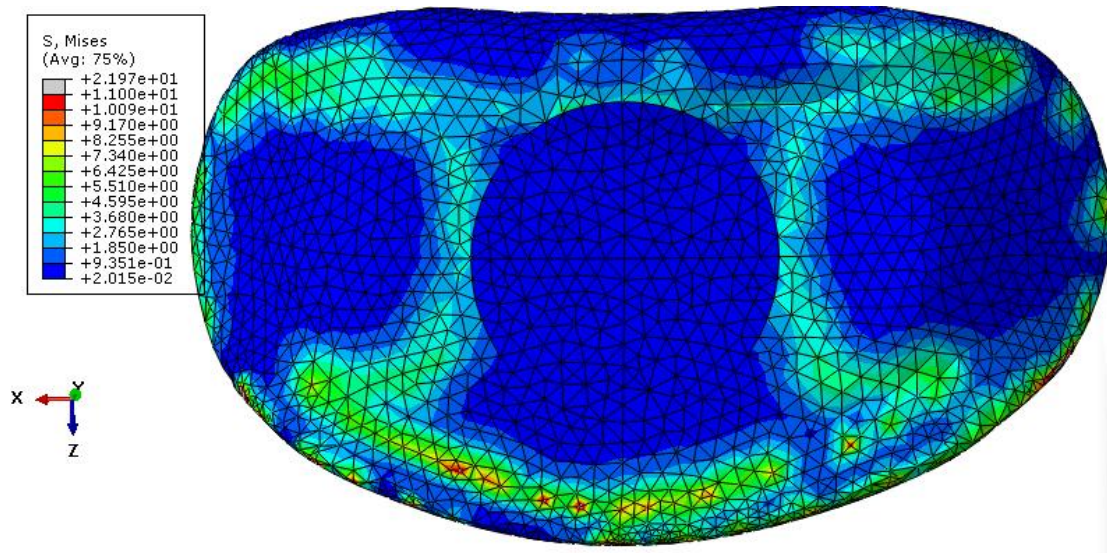


Ilustración 50 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración de disco y osteoporosis en los huesos. Movimiento Extensión 4Gs





Tensiones en la vértebra C4

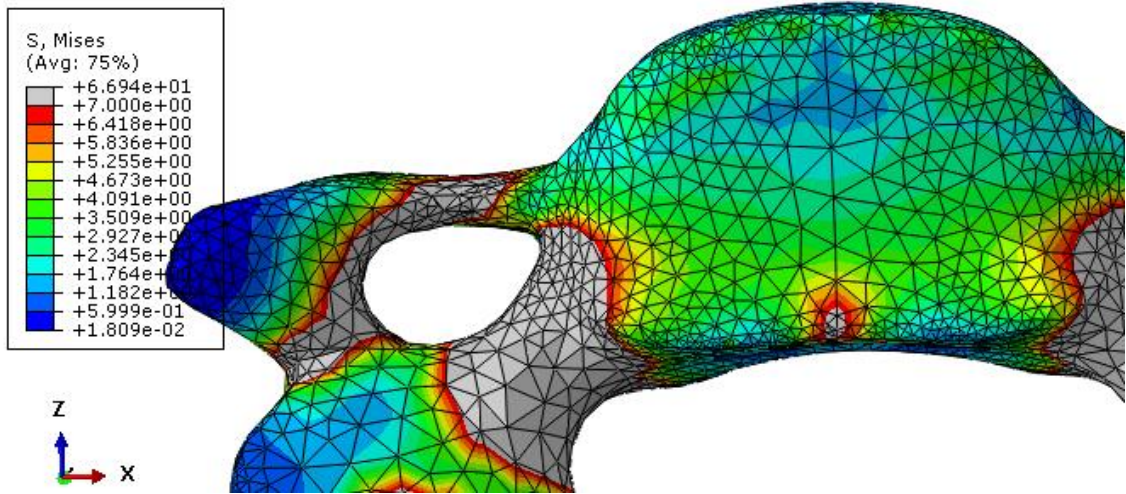


Ilustración 51 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del cuerpo de la vértebra C4 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Extensión 4Gs

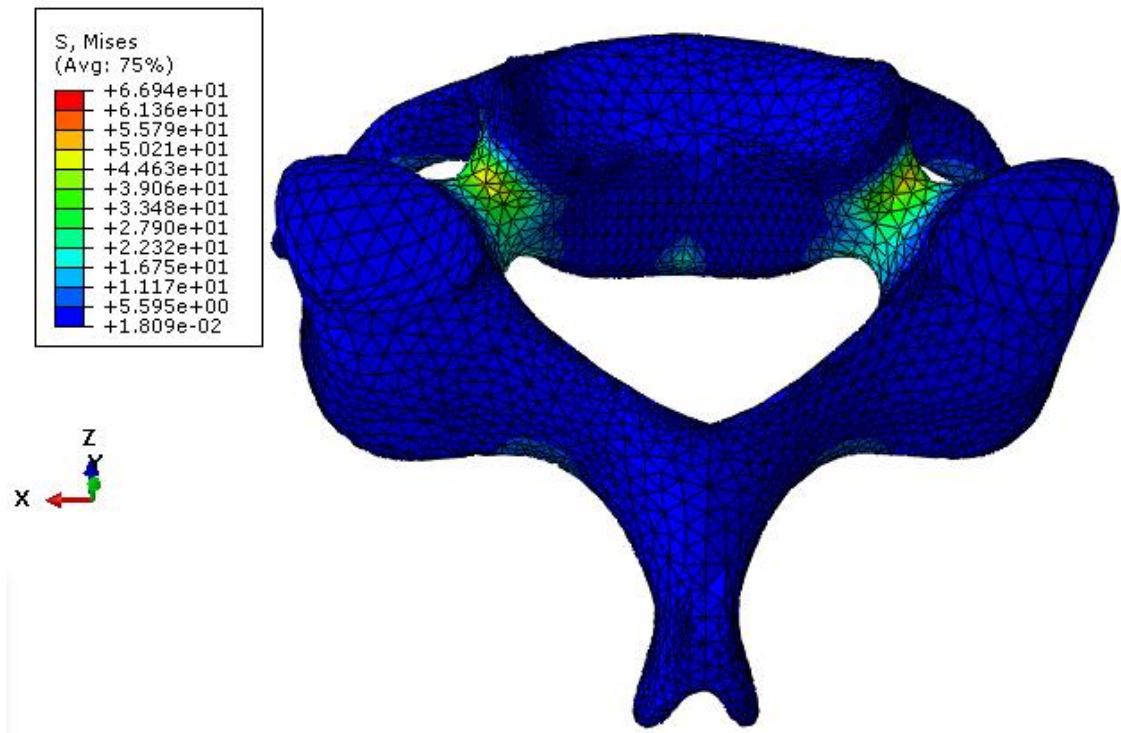


Ilustración 52 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C4 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Extensión 4Gs

### Tensiones en la vértebra C5

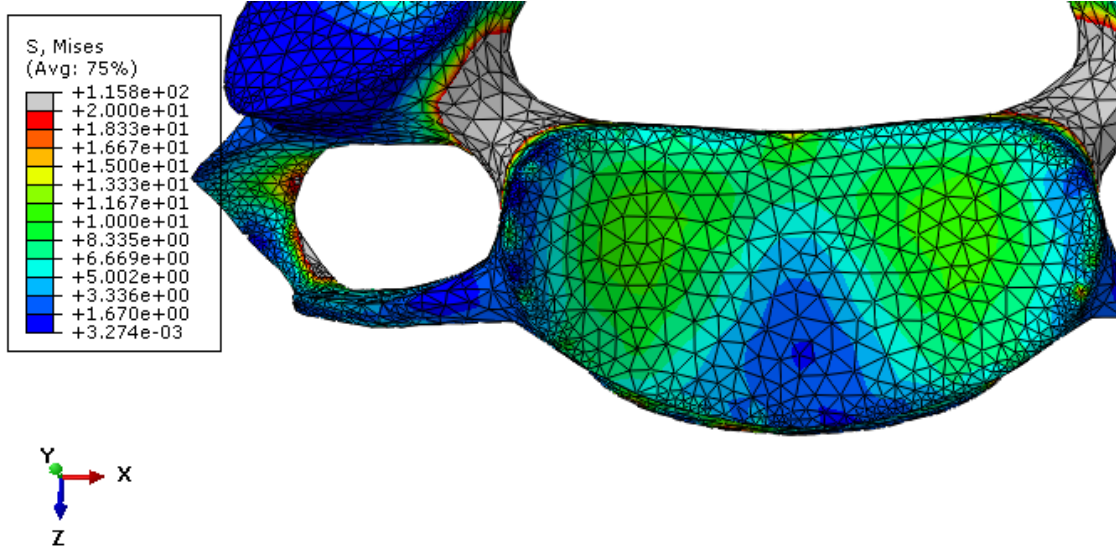


Ilustración 53 Tensiones (MPa.) en la cara superior del cuerpo de la vértebra C5 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Extensión 4Gs

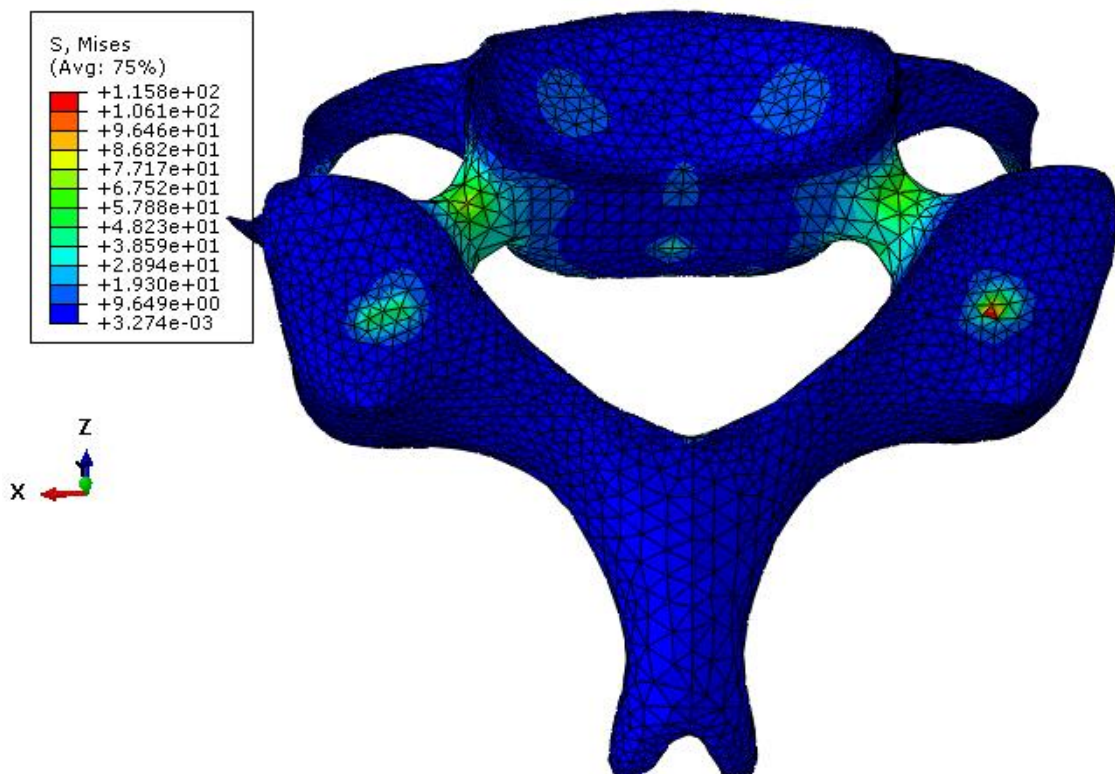


Ilustración 54 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C5 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Extensión 4Gs



## 1.2 Aceleración 7Gs. Velocidad de impacto: 50 Km/h

### Tensiones en el disco

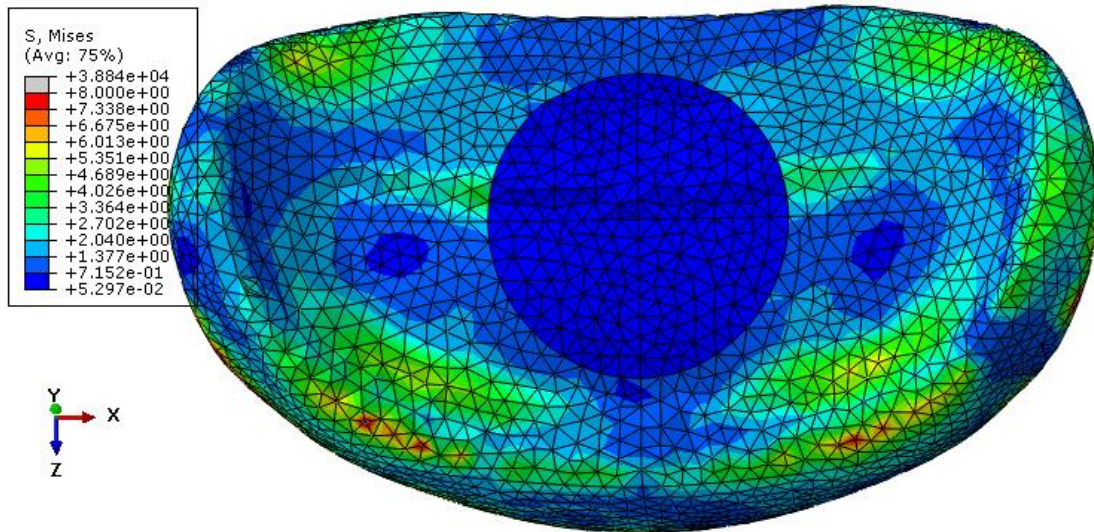


Ilustración 55 Tensiones (MPa.) en la cara superior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración de disco y osteoporosis en los huesos. Movimiento Extensión 7Gs

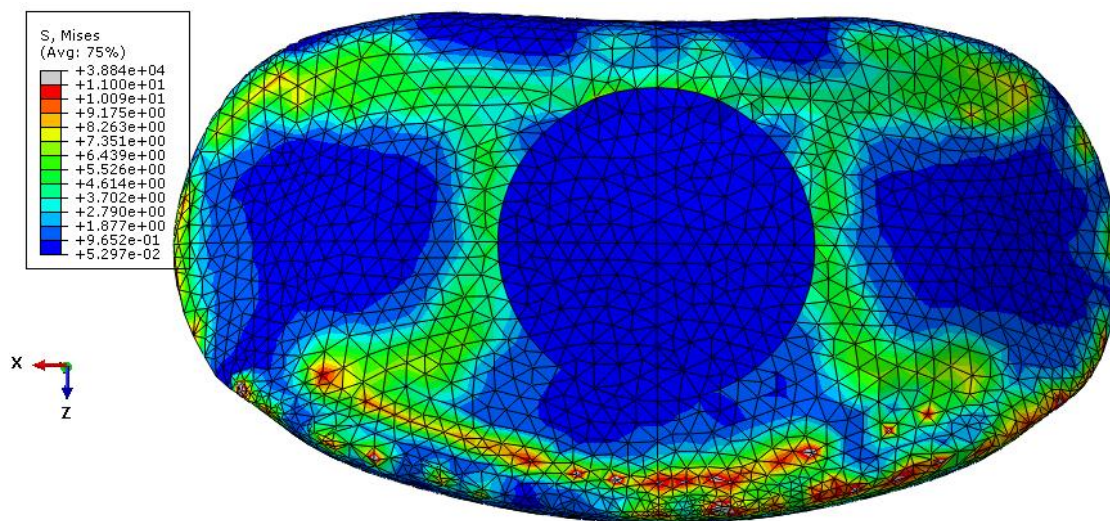


Ilustración 56 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración de disco y osteoporosis en los huesos. Movimiento Extensión 7Gs

### Tensiones en la vértebra C4

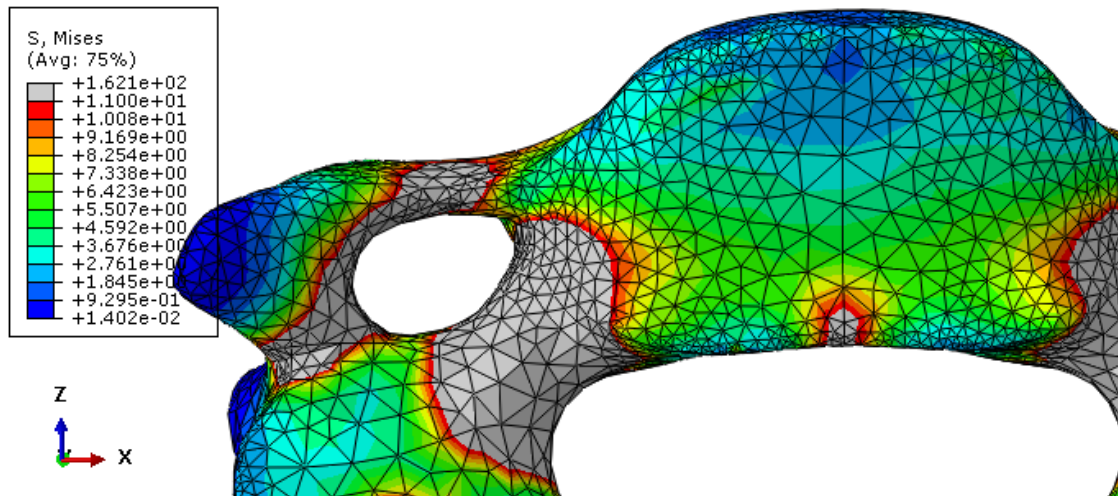


Ilustración 57 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del cuerpo de la vértebra C4 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Extensión 7Gs

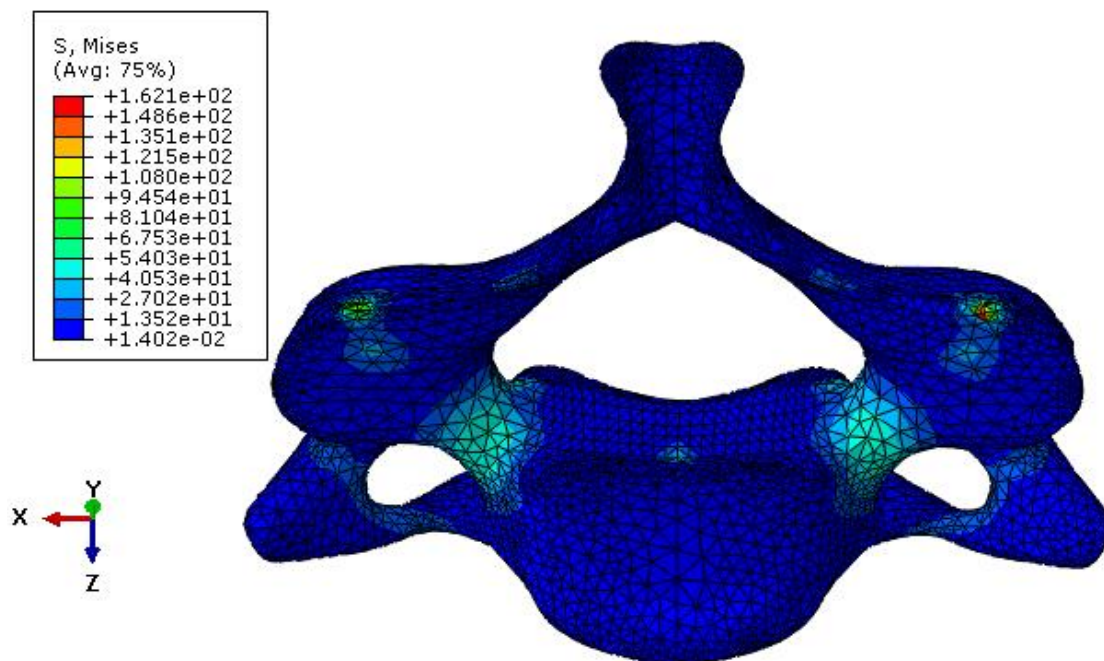


Ilustración 58 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C4 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Extensión 7Gs





Tensiones en la vértebra C5

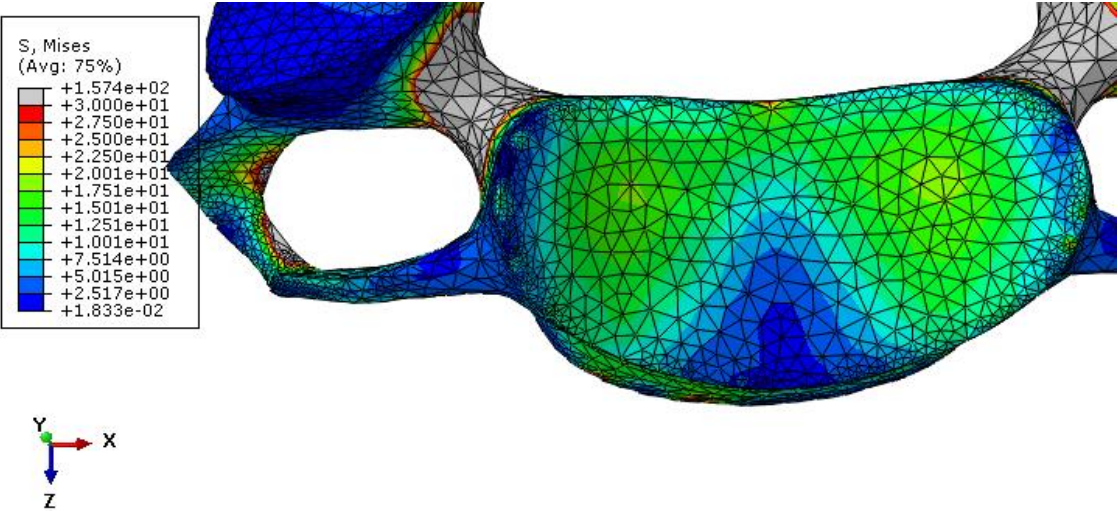


Ilustración 59 Tensiones (MPa.) en la cara superior del cuerpo de la vértebra C5 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Extensión 7Gs

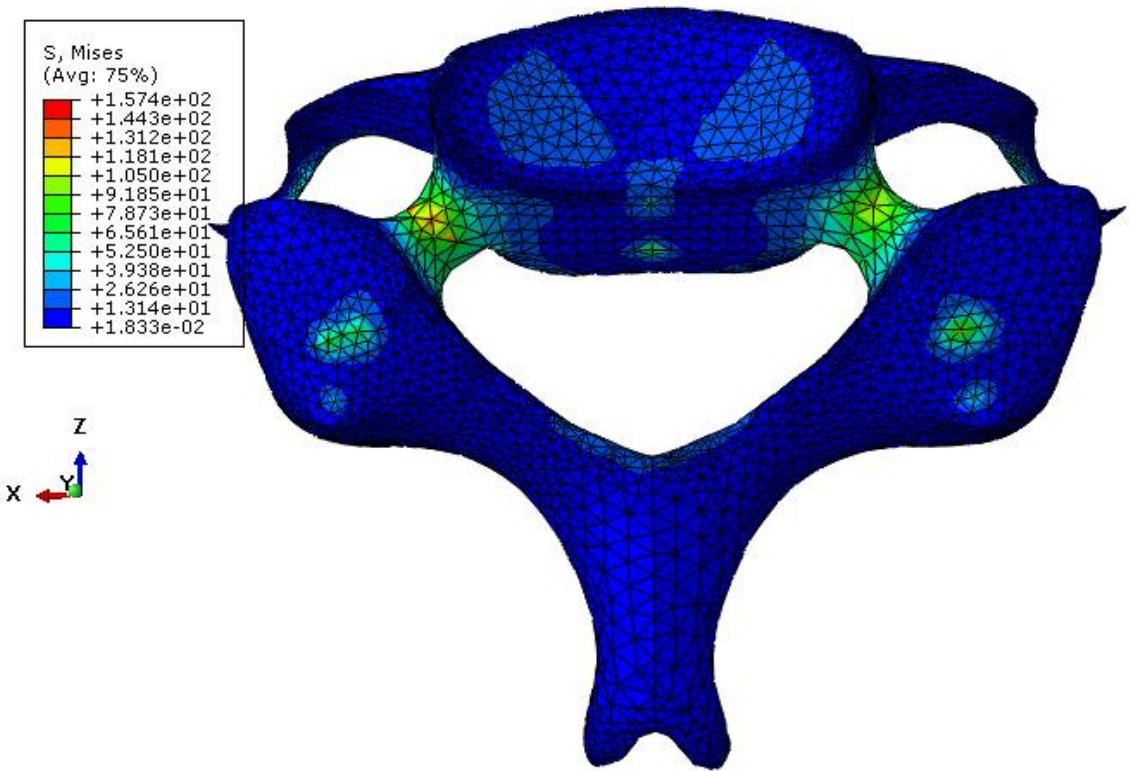


Ilustración 60 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C5 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Extensión 7Gs

## 2. Colisión frontal

### 2.1 Aceleración 8Gs. Velocidad de impacto: 56,5 Km/h

Tensiones en el disco

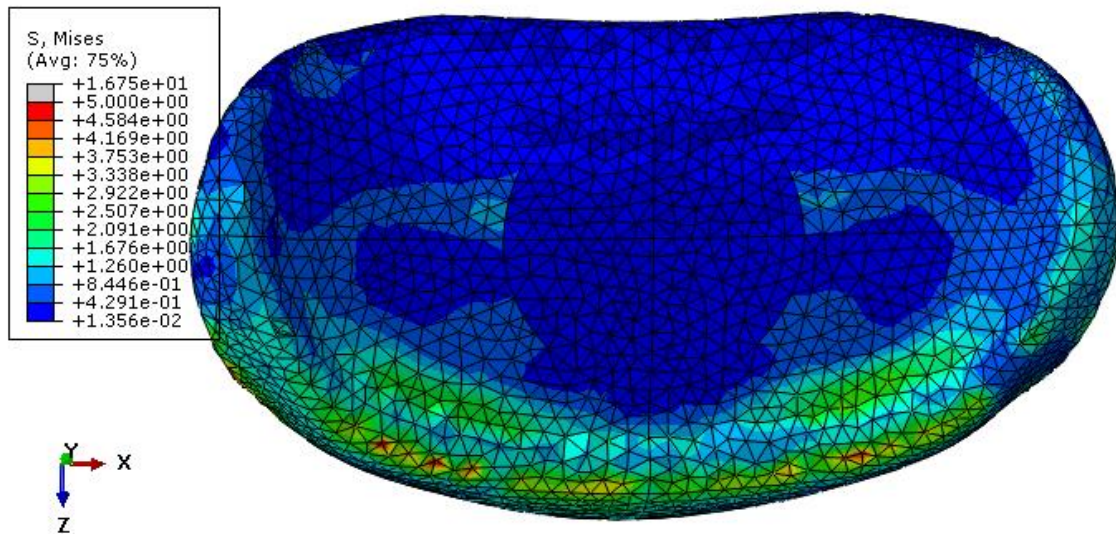


Ilustración 61 Tensiones (MPa.) en la cara superior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración de disco y osteoporosis en los huesos. Movimiento Flexión 8Gs

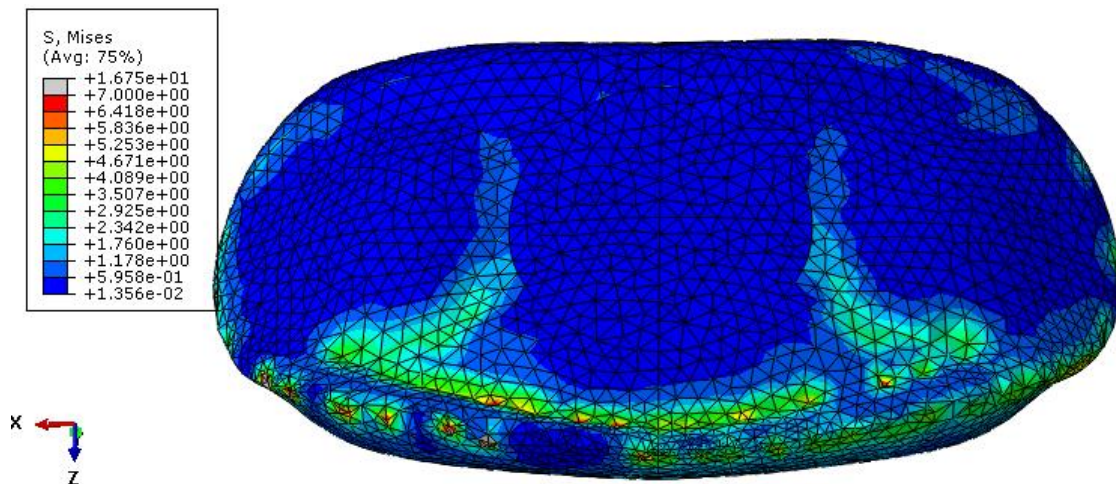


Ilustración 62 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración de disco y osteoporosis en los huesos. Movimiento Flexión 8Gs





Tensiones en la vértebra C4

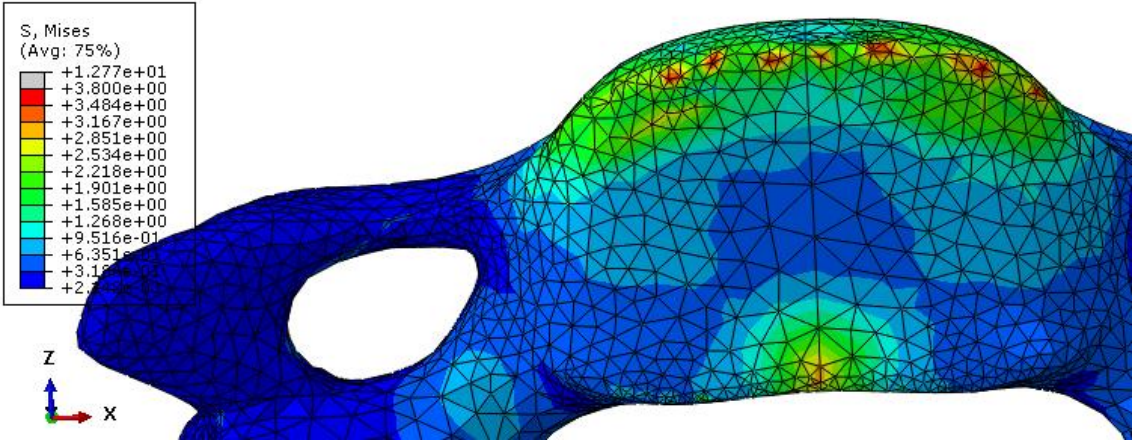


Ilustración 63 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del cuerpo de la vértebra C4 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Flexión 8Gs

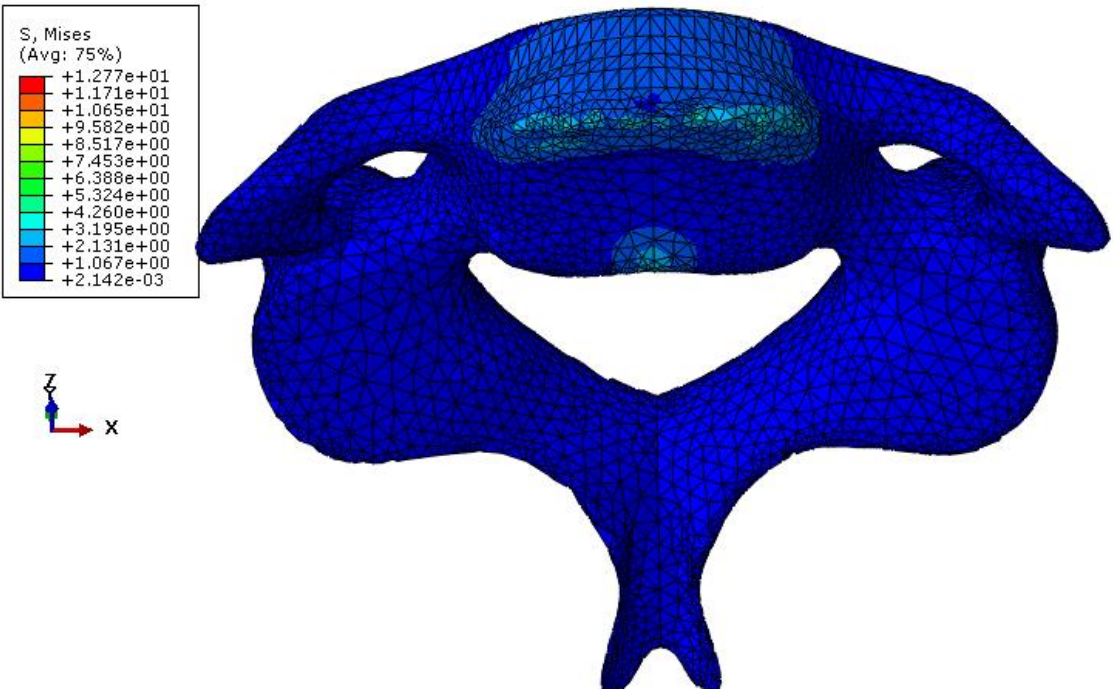


Ilustración 64 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C4 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Flexión 8Gs

### Tensiones en la vértebra C5

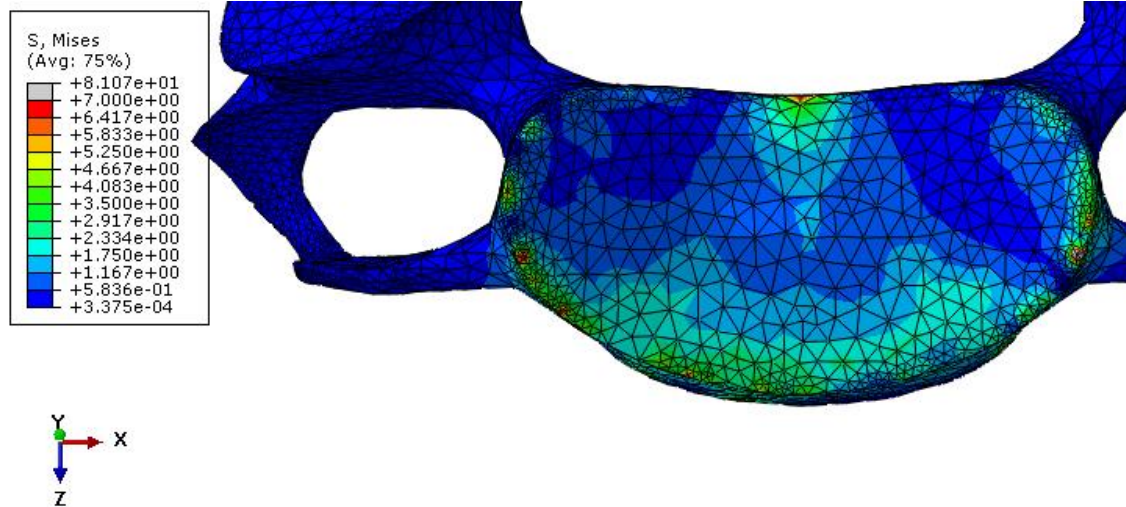


Ilustración 65 Tensiones (MPa.) en la cara superior del cuerpo de la vértebra C5 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Flexión 8Gs

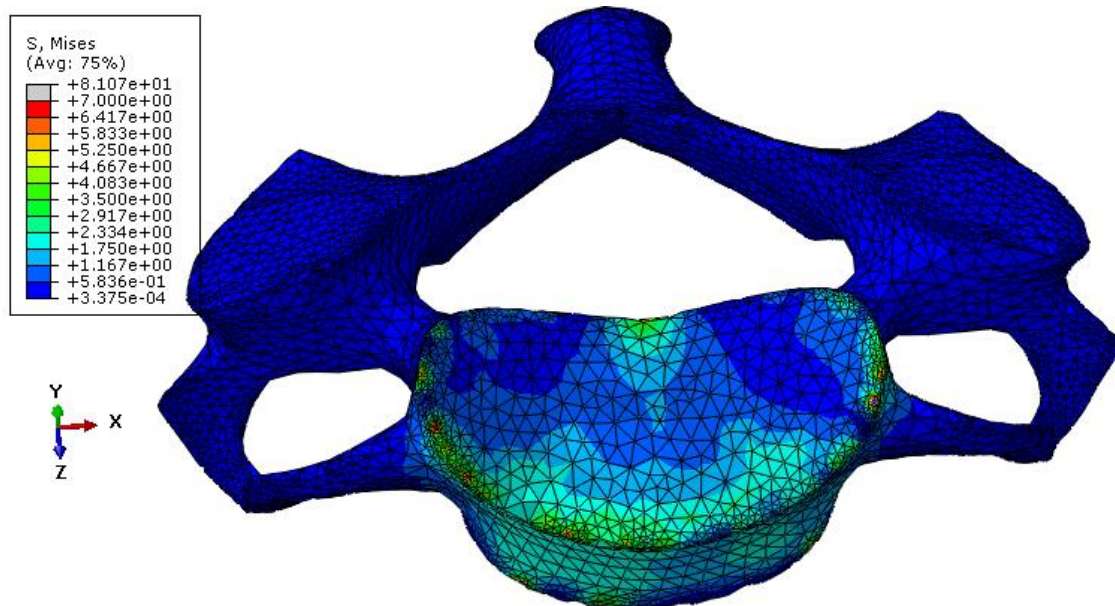


Ilustración 66 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C5 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Flexión 8Gs



## 2.2 Aceleración 15Gs. Velocidad de impacto: 105 Km/h

### Tensiones en el disco

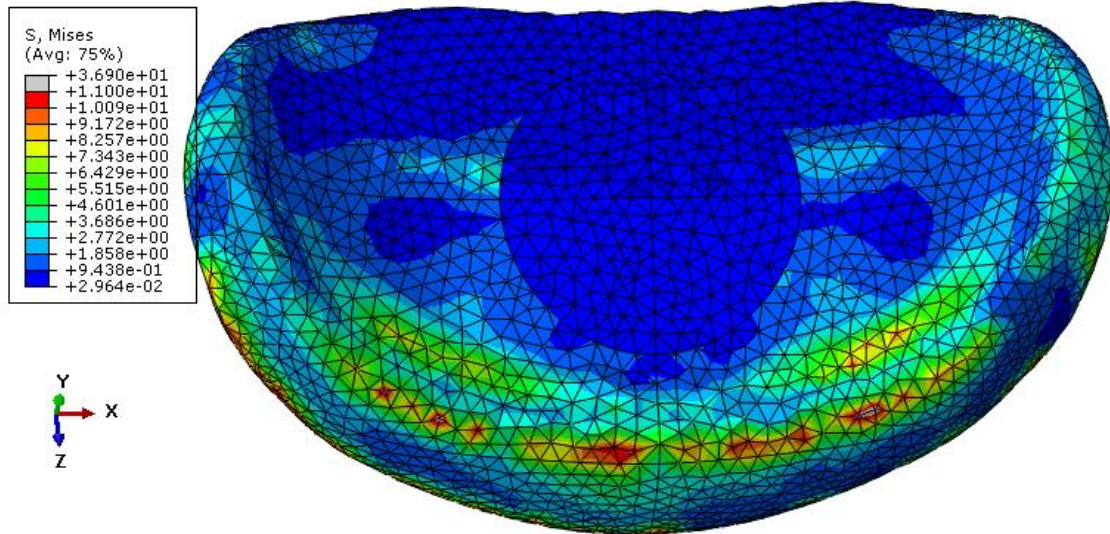


Ilustración 67 Tensiones (MPa.) en la cara superior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración de disco y osteoporosis en los huesos. Movimiento Flexión 15Gs

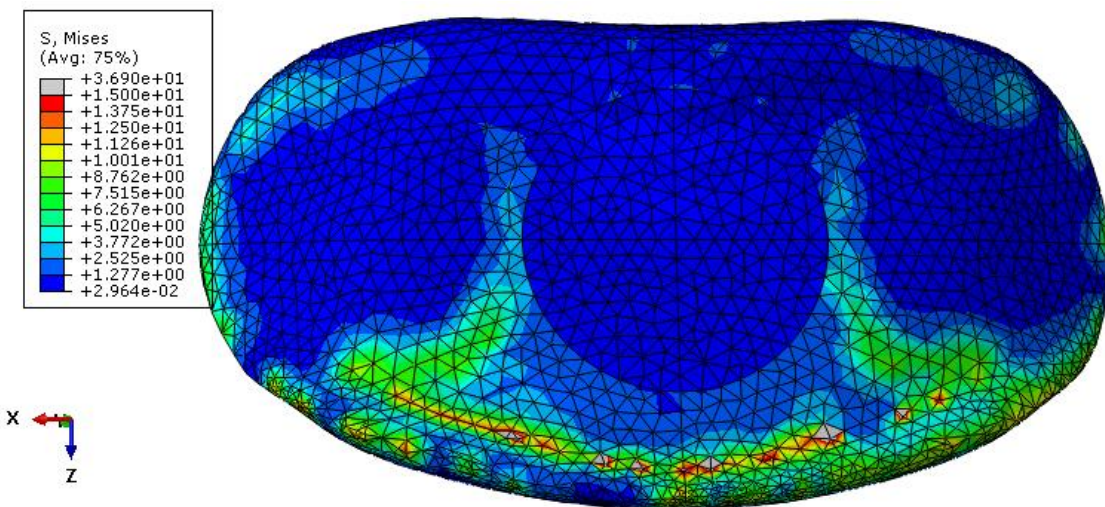


Ilustración 68 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del disco intervertebral C4-C5 con degeneración de disco y osteoporosis en los huesos. Movimiento Flexión 15Gs



### Tensiones en la vértebra C4

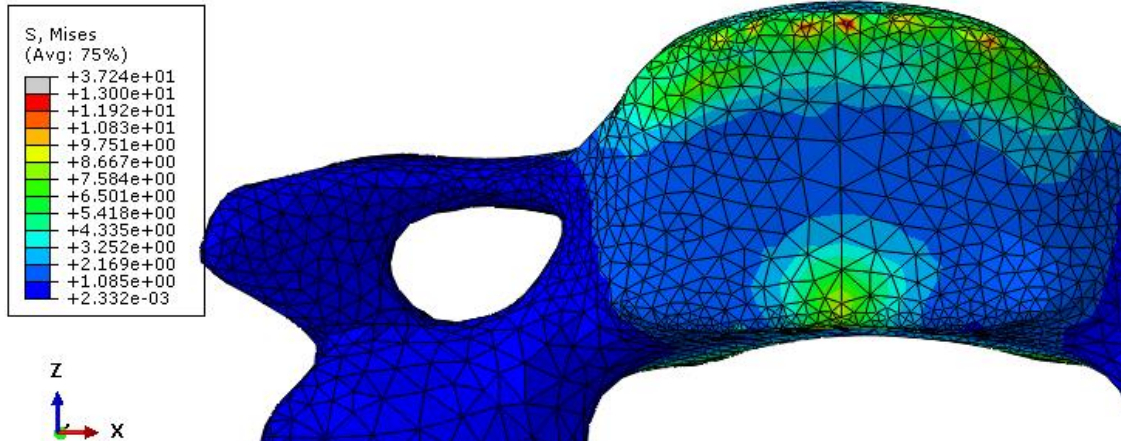


Ilustración 69 Tensiones (MPa.) en la cara inferior del cuerpo de la vértebra C4 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Flexión 15Gs

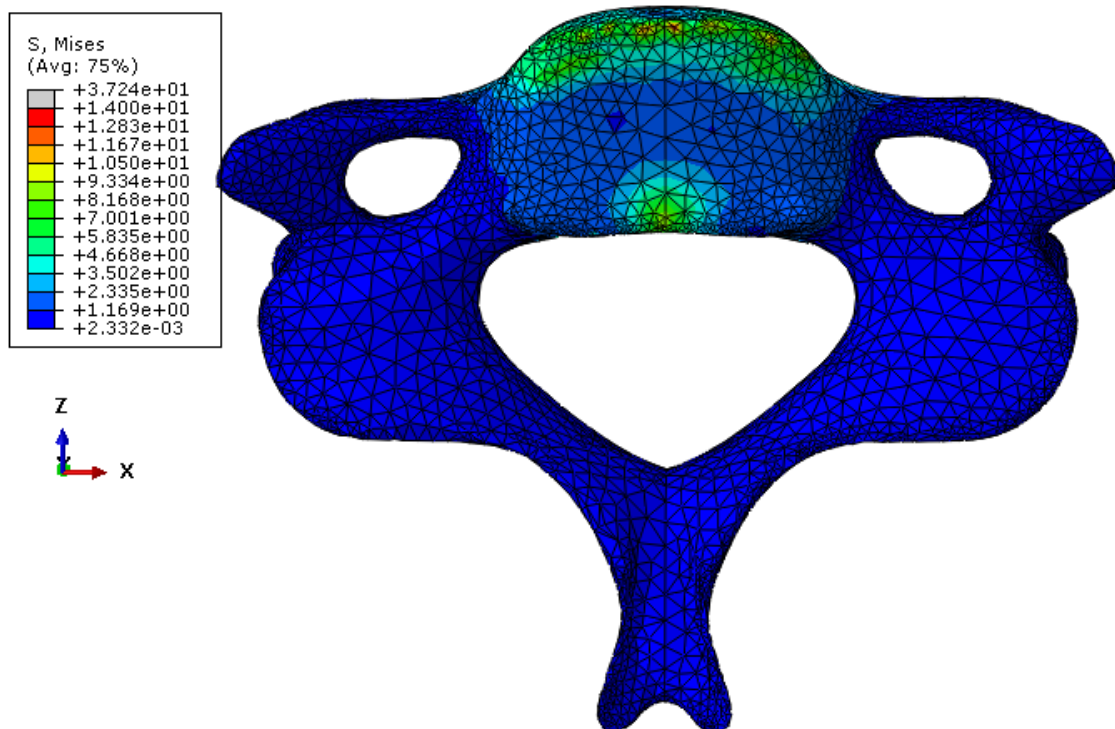


Ilustración 70 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C4 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Flexión 15Gs

### Tensiones en la vértebra C5

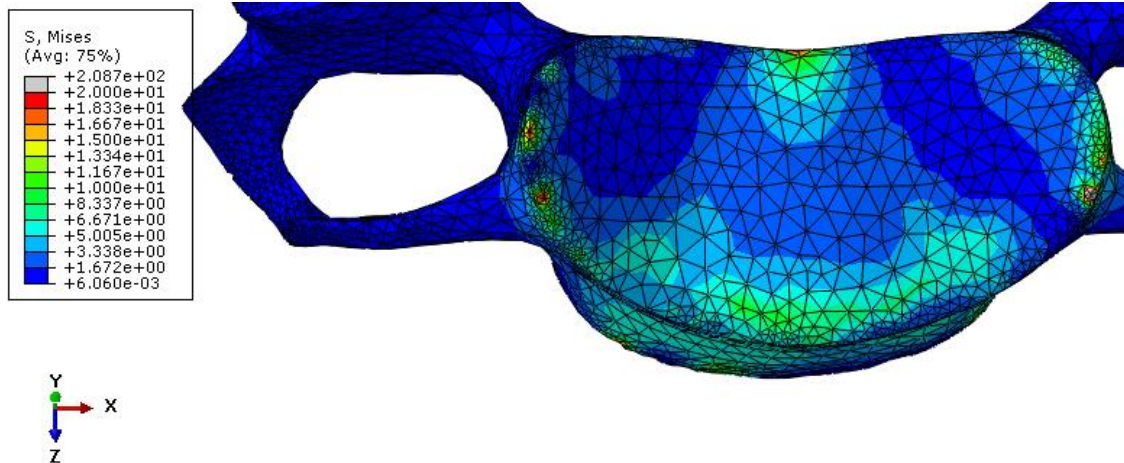


Ilustración 71 Tensiones (MPa.) en la cara superior del cuerpo de la vértebra C5 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Flexión 15Gs

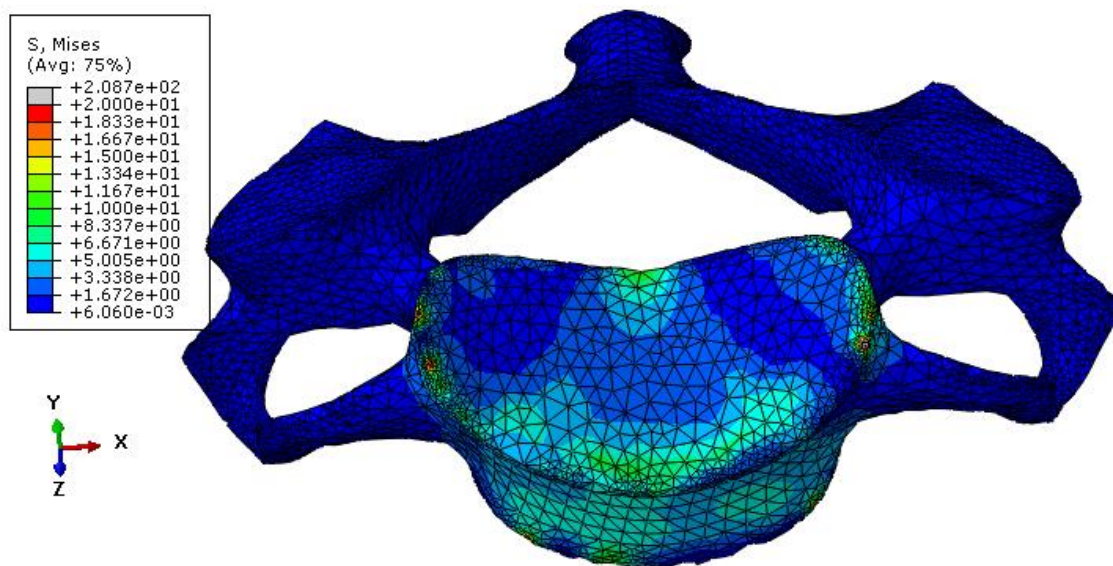


Ilustración 72 Tensiones (MPa.) en toda la vértebra C5 propiedades disco degenerado y osteoporosis en los huesos. Movimiento Flexión 15Gs

## Defensa del Trabajo Fin de Grado

**Fecha y lugar de la defensa:** Lunes 11 de julio de 2016, Leganés, Madrid.

**Miembros de jurado:**

Presidente: Antonio Jesús De Castro González

Secretario: Cristina Castejón Sisamón

Vocal: Marta María Moure Cuadrado

**Calificación:**       sobre 10.